

Daniel Benjamin Krüger

Ein Ansatz zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse der Mensch-Maschine-Interaktion

Daniel Benjamin Krüger

Ein Ansatz zur CAD-integrierten
muskuloskelettalen Analyse der
Mensch-Maschine-Interaktion

FAU Studien aus dem Maschinenbau

Band 333

Herausgeber der Reihe:

Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke

Prof. Dr.-Ing. Nico Hanenkamp

Prof. Dr.-Ing. habil. Marion Merklein

Prof. Dr.-Ing. Michael Schmidt

Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack

Daniel Benjamin Krüger

**Ein Ansatz zur CAD-integrierten
muskuloskelettalen Analyse der
Mensch-Maschine-Interaktion**

Dissertation aus dem Lehrstuhl für Konstruktionstechnik (KTmfk)

Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack

Erlangen

FAU University Press

2019

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek:
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der
Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im
Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Bitte zitieren als

Krüger, Daniel Benjamin. 2019. *Ein Ansatz zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse der Mensch-Maschine-Interaktion*. FAU Studien aus dem Maschinenbau Band 333.
Erlangen: FAU University Press. DOI: 10.25593/978-3-96147-251-2.

Das Werk, einschließlich seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt.
Die Rechte an allen Inhalten liegen bei ihren jeweiligen Autoren. Sie
sind nutzbar unter der Creative Commons Lizenz BY-NC.

Der vollständige Inhalt des Buchs ist als PDF über den OPUS Server
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg abrufbar:
<https://opus4.kobv.de/opus4-fau/home>

Verlag und Auslieferung:

FAU University Press, Universitätsstraße 4, 91054 Erlangen

Druck: docupoint GmbH

ISBN: 978-3-96147-250-5 (Druckausgabe)

eISBN: 978-3-96147-251-2 (Online-Ausgabe)

ISSN: 2625-9974

DOI: 10.25593/978-3-96147-251-2

**Ein Ansatz zur CAD-integrierten
muskuloskelettalen Analyse der
Mensch-Maschine-Interaktion**

Der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

zur
Erlangung des Doktorgrades Dr.-Ing.

vorgelegt von

Dipl.-Ing. Daniel Benjamin Krüger

aus Wolfhagen

Als Dissertation genehmigt
von der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der mündlichen
Prüfung: 15. Juli 2019

Vorsitzender des
Promotionsorgans: Prof. Dr.-Ing. Reinhard Lerch

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack
Prof. Dr.-Ing. Rainer Stark, TU Berlin

Vorwort

Da nämlich der Bau der gesamten Welt höchst vollkommen und vom weisesten Schöpfer vollendet wurde, geschieht überhaupt nichts in der Welt, bei dem nicht das Verhältnis eines Maximums oder Minimums hervorleuchtet.

LEONHARD EULER

Die vorliegende Arbeit entstand größtenteils während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Assistent am Lehrstuhl für Konstruktionstechnik der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. Mein Dank gilt zunächst Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack, der mir die Bearbeitung dieses interessanten Themas im damals neu gegründeten Forschungsbereich „Nutzerzentrierte Produktentwicklung“ ermöglichte und nicht zuletzt auch durch seine optimistische Art zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat. Ebenso möchte Ich mich bei Prof. Dr.-Ing. Rainer Stark von der TU-Berlin für die Übernahme des Koreferats bedanken. Die vielen gemeinsamen Stunden des Lachens und Diskutierens mit meinen Bürokollegen Thomas Rathert, Jörg Miebling und Marius Fechter werden mir ebenso wie viele Studierende in Erinnerung bleiben, die im Rahmen ihrer Abschlussarbeiten Teilaspekte der Themenstellung behandelten. Mein besonderer Dank gilt hier René Oschmann, Magdalena Roether und Wolfgang Lassmann. Eine wichtige Hilfe war mir auch das Team um Scott Delp von der Universität Stanford, das mir durch sein Interesse an meinem Tun über einen Tiefpunkt hinweggeholfen hat. Zu besonderem Dank bin Ich jedoch meiner Frau Gala und meiner Tochter Annelie verpflichtet. Sie mussten mir schließlich die nötige Zeit zum Verfassen der Dissertation zugestehen und dazu noch meine oft schlechte Laune ertragen.

Rednitzhembach, August 2019

Daniel Krüger

Inhaltsverzeichnis

Formelzeichen- und Abkürzungsverzeichnis	ix
1 Einleitung	1
1.1 Motivation	1
1.2 Problemstellung	2
1.3 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit	4
2 Stand der Wissenschaft und Technik	5
2.1 Ergonomische Produktentwicklung	5
2.1.1 Einordnung	5
2.1.2 Anthropometrie	6
2.1.3 Das Mensch-Maschine-System	8
2.1.4 Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept	10
2.1.5 Ergonomische Anforderungen	11
2.1.6 Umsetzung im Produktentwicklungsprozess	13
2.2 Digitale Menschmodelle	18
2.2.1 Anthropometrische Modelle	19
2.2.2 Biomechanische Modelle	21
2.3 Produktmodellierung	25
2.3.1 Featuretechnologie	26
2.3.2 Modellierung der Mensch-Maschine-Interaktion	27
2.4 Modellbildung und Simulation des Bewegungsapparats	28
2.4.1 Mehrkörpersysteme	28
2.4.2 Modellbildung des Bewegungsapparats	32
2.4.3 Experimentelle Analyse	47
2.4.4 Prädiktive Simulation	53
3 Handlungsbedarf und Lösungsansatz	59
3.1 Ableiten des Handlungsbedarfs	59
3.2 Ansatz zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse	61
4 Bidirektionale CAD-MKS Kopplung	63
4.1 CAD-Datenstruktur	63
4.2 MKS-Datenstruktur	65
4.3 Schema der informationstechnischen Kopplung	66

4.4	Mehrkörperrepräsentation des Produktmodells	68
4.4.1	Starrkörperrepräsentation eines Bauteils	68
4.4.2	Übersetzung der Komponentenverbindungen	70
4.5	Kinematische Synchronisation	79
4.6	Generierung des Menschmodellavatars	82
4.7	Fazit	84
5	CAD-Features	85
5.1	Affordanzfeatures	85
5.1.1	Affordanzen und Affordanzvermittler	85
5.1.2	Datenmodell von Affordanzfeatures	88
5.1.3	Grundlegende kinematische Beziehungen	92
5.1.4	Grundlegende dynamische Beziehungen	96
5.1.5	Basisfeature Greifbar	101
5.1.6	Basisfeature Betretbar	106
5.1.7	Basisfeature Drückbar	108
5.1.8	Basisfeature Besetzbar	109
5.1.9	Basisfeature Fokussierbar	110
5.2	Lastfeatures	111
5.3	Use Case-Features	113
5.3.1	Use Cases	113
5.3.2	Datenmodell von Use Case-Features	114
5.4	Fazit	116
6	Prädiktives Simulationsverfahren	117
6.1	Problemstellung	117
6.2	Lösungsansatz und Abgrenzung zu bestehenden Verfahren	119
6.3	Formulieren des Optimierungsproblems	122
6.3.1	Struktur	122
6.3.2	Zielfunktion	123
6.3.3	Suchraumgrenzen	125
6.3.4	Kinematische Nebenbedingungen	125
6.3.5	Statische Gleichgewichtsbedingungen	130
6.3.6	Kontaktbedingungen	135
6.4	Lösung des Optimierungsproblems	137
6.4.1	Lösbarkeit	137
6.4.2	Numerische Verfahren	138
6.5	Nachlaufrechnung	139
6.6	Fazit	141

7	Softwaretechnische Umsetzung	143
7.1	Softwarearchitektur	143
7.2	Grafische Benutzerschnittstelle	145
7.2.1	Definition von Affordanzfeatures	146
7.2.2	Vorbereiten von Menschmodellen	147
7.2.3	Integration eines Menschmodellavatars	148
7.2.4	Definition von Randbedingungen	150
7.2.5	Berechnung der Körperhaltung	152
7.2.6	Ergebnisdarstellung	153
7.3	Fazit	156
8	Testfall: Aufrechter Stand	157
8.1	Simulationsmodell	157
8.2	Versuchsplan	158
8.3	Ergebnisse und Diskussion	160
8.4	Fazit	165
9	Anwendungsbeispiel: Rollstuhlentwicklung	167
9.1	Problemstellung	167
9.2	Simulationsmodell und Versuchsplan	167
9.3	Berechnung	170
9.4	Ergebnisse und Diskussion	170
10	Zusammenfassung und Ausblick	175
11	Summary and Outlook	179
A	Anhang	183
A.1	Gradienten der kinematischen Beziehungen	183
A.2	Merkmale des Menschmodells	187
A.3	Simulation des aufrechten Stands mit AnyBody	189
	Literaturverzeichnis	191

Formelzeichen- und Abkürzungsverzeichnis

Formelzeichen

\vec{v}	Vektor
s	Skalar
\vec{F}	Kraft
\vec{F}_r	Reaktionskraft
\vec{F}_c	Interaktionskraft
\vec{F}_m	Muskelkraft
\vec{F}_g	Schwerkraft
$\vec{\tau}$	Drehmoment
$\vec{\tau}_r$	Reaktionsmoment
$\vec{\tau}_c$	Interaktionssmoment
$\vec{\tau}_m$	Gelenkmoment
Q	Generalisierte Kraft
λ	Kontaktmultiplikator
α	Muskel- bzw. Gelenkmomentaktivität
J	JACOBI-Matrix
I	Trägheitstensor
\vec{g}	Gravitationsvektor
R	Momentenarmmatrix der Muskulatur
M	Massenmatrix
T	Koordinatentransformation
q	Generalisierte Koordinate
$f(\dots)$	Funktion
$c(\dots)$	Zwangsbedingung (allgemein)
$g_k(\dots)$	Kinematische Gleichung
$h_k(\dots)$	Kinematische Ungleichung
$g_d(\dots)$	Statische Gleichgewichtsbedingung
$h_c(\dots)$	Kontakt-Ungleichheitsbedingung
\vec{x}	Zustandsvektor
N	Anzahl (allgemein)
H	Anzahl der Freiheitsgrade des Menschmodells
P	Anzahl der Freiheitsgrade des Produktmodells
L	Anzahl der Interaktionskraftmultiplikatoren
C_i	Anzahl der Kontakt-Ungleichheitsbedingungen
K_i	Anzahl der kinematischen Ungleichungen

K_e	Anzahl der kinematischen Gleichungen
w	Wichtungsfaktor
m	Masse
V	Volumen
ρ	Massendichte
δ	Fiederungswinkel
r	Radius bzw. Momentenarm
A_{PQ}	Physiologischer Muskelquerschnitt

Abkürzungen

BREP	Boundary Representation
CAX	Computer-Aided X (Sammelbezeichnung)
CAD	Computer-Aided Design
CAE	Computer-Aided Engineering (i.S.v. Berechnung)
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CAPP	Computer-Aided Process Planning
CAT	Computer-Aided Tolerancing
CSG	Constructive Solid Geometry
DHM	Digital Human Model
DLL	Dynamically Linked Library
DOF	Degree Of Freedom
EMG	Elektromyogramm
FEM	Finite-Elemente-Methode
GUI	Graphical User Interface
HCD	Human-Centred Design
HMI	Human-Machine-Interface
IK	Inverse Kinematik
ID	Inverse Dynamik
KE	Kontraktiler Element
MKS	Mehrkörpersystem / Mehrkörpersimulation
PE	Parallelastisches Element
PEP	Produktentwicklungsprozess
SE	Seriellelastisches Element
ZNS	Zentralnervensystem

1 Einleitung

We bear in mind that the object being worked on is going to be ridden in, sat upon, looked at, talked into, activated, operated, or in some other way used by people individually or en masse. When the point of contact between the product and the people becomes a point of friction, then the designer has failed. On the other hand if people are made safer, more comfortable, more eager to purchase, more efficient - or just plain happier - by contact with the product, then the designer has succeeded.

HENRY DREYFUSS

1.1 Motivation

Nachdem im Zuge der industriellen Revolution die Massenproduktion von technisch immer weiter perfektionierten Produkten möglich geworden war, erkannte man, dass hierbei oft die individuellen Bedürfnisse der Nutzer vernachlässigt werden [63]. Angesichts weitgehend gesättigter Märkte tolerieren Käufer von Konsumprodukten heute selbst kleine Einbußen an Gebrauchstauglichkeit, Qualitätsanmutung oder Bediensicherheit nicht mehr. Aber auch bei Investitionsgütern sind die Anforderungen an eine reibungslose Mensch-Technik-Interaktion gestiegen. Der in den Industrienationen voranschreitende demografische Wandel bedingt, dass Menschen länger im Berufsleben stehen. Folglich sind Produktionsanlagen und Arbeitsmittel sensibler auf die Bedürfnisse älterer Arbeitnehmer abzustimmen. Auf dem Gebiet der Softwaretechnik entstand als Antwort auf diese Herausforderungen der Ansatz der menschenzentrierten Produktentwicklung (*Human-Centred Design*, HCD) [163, 22]. Es handelt sich dabei um ein übergeordnetes Designparadigma, welches den Entwicklungsprozess ausgehend von den Interaktionen zwischen Nutzer und Produkt vorantreibt. Der Produktentwickler¹ hat hierbei die anspruchsvolle Aufgabe, die Merkmale des technischen Systems so zu gestalten, dass die resultierenden Produkteigenschaften mit den Fähigkeiten und Bedürfnissen der Nutzer in Einklang stehen. Dabei sind ästhetische, emotionale und ergonomische Aspekte zu beachten. Letztere sind Gegenstand dieser Arbeit.

¹ Die Bezeichnung wird hier für Angehörige beider Geschlechter verwendet.

1.2 Problemstellung

In globalen Märkten sehen sich produzierende Unternehmen zunehmender Konkurrenz ausgesetzt. An Standorten mit hohen Lohnkosten kann die Wettbewerbsfähigkeit langfristig nur durch Technologieführerschaft und eine überdurchschnittliche Produktqualität gewährleistet werden. Die Folge daraus ist ein Innovationsdruck, der zu kürzeren Produktlebenszyklen führt. Unternehmen sind daher stets um eine kostenneutrale Beschleunigung ihrer Entwicklungsprozesse bemüht, die nicht zu Lasten der Produktqualität gehen darf. Neben organisatorischen Maßnahmen wie der Parallelisierung von Tätigkeiten (*Concurrent Engineering*) [65] hat vor allem die rasante Entwicklung der Rechnerunterstützung in der Produktentwicklung dazu beigetragen, dass diese „Quadratur des Kreises“ immer besser gelingt. Durch geeignete Simulationsverfahren ist es möglich, Informationen zu Eigenschaften und Betriebsverhalten eines Produktes zu ermitteln, ohne auf umfangreiche Tests mit physischen Prototypen zurückgreifen zu müssen. Im Sinn des *Predictive Engineering* lassen sich so die Auswirkungen von Designentscheidungen auf spätere Produktlebensphasen bereits frühzeitig im Produktentwicklungsprozess vorhersagen, wo Korrekturen und Optimierungen noch relativ kostengünstig umsetzbar sind [227].

Die rechnerunterstützte Absicherung von Produkteigenschaften basiert auf dem synchronisierten Einsatz verschiedener CAx-Methoden [215]. Innerhalb dieser rechnerunterstützten Prozesskette hat das CAD-System als zentrales Synthesewerkzeug eine besondere Rolle: Viele der nachgeschalteten Methoden (z.B. CAE, CAM, CAT) sind auf die dort definierte geometrische Produktbeschreibung angewiesen und die anhand von Simulationen gewonnene Erkenntnisse müssen in Form von Änderungsvorschlägen auch wieder dorthin zurückfließen (Bild 1). Um eine Mehrfacheingabe oder Uminterpretation von Informationen zu vermeiden, ist ein möglichst hoher Grad der Datendurchgängigkeit zwischen den beteiligten Softwarewerkzeugen zu fordern. Aus diesem Grund haben sich CAD-Systeme in den letzten Jahren von reinen Geometriemodellierern zu Konstruktionssystemen entwickelt, bei denen verschiedene integrierte CAx-Module (z.B. Toleranzoptimierung, FEM-Festigkeitsanalyse) auf einer gemeinsamen Datenbasis arbeiten [139]. Im Kontext der menschenzentrierten Produktentwicklung (HCD) sind Methoden zur rechnerunterstützten Absicherung ergonomischer Produkteigenschaften relevant. Dabei ist zu beachten, dass sich ergonomische Eigenschaften wie z.B. Komfort oder Gebrauchstauglichkeit nicht allein aus Merkmalen des Produkts ableiten lassen, sondern eine Facette der Wechselwirkungen

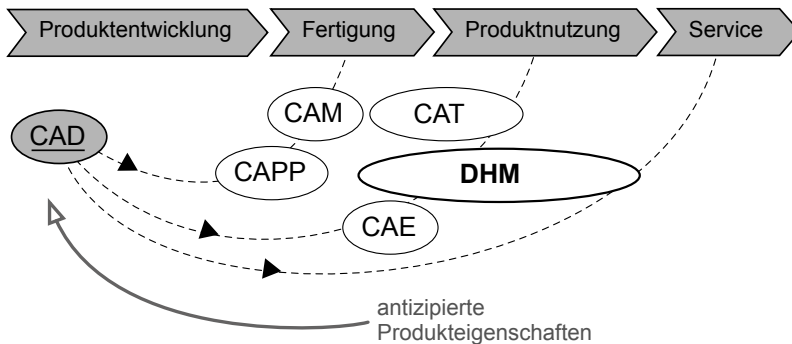


Bild 1: Einsatz von CAx-Methoden zur simulationsbasierten Vorhersage von lebensphasenbezogenen Produkteigenschaften (*Predictive Engineering*)

zwischen Nutzer und Produkt sind [191]. Mit Hilfe digitaler Menschmodelle (*Digital Human Model*, DHM) lassen sich Interaktionen zwischen Nutzern und Produkten virtuell simulieren und somit Erkenntnisse über ergonomische Fragestellungen antizipieren. Im Speziellen bieten muskuloskeletale digitale Menschmodelle auf Basis der Mehrkörperdynamik dem Produktentwickler Einblick in den inneren Beanspruchungszustand des menschlichen Körpers, der sich als Folge der Interaktion mit dem Produkt einstellt, woraus sich gezielt Designoptimierungen ableiten lassen [64]. Das Anwendungsspektrum umfasst sämtliche Interaktionen zwischen Menschen und technischen Systemen, die mit einem Austausch von mechanischen Kräften verbunden sind. Beispiele sind die Optimierung von Sportgeräten [121], die schädigungsfreie Auslegung von Industriearbeitsplätzen [89] sowie die Gestaltung von orthopädischen Hilfsmitteln [216]. Gegenwärtig sind die aus der bewegungsmedizinischen Grundlagenforschung hervorgegangenen muskuloskeletalen Menschmodelle jedoch nur bedingt im Sinne von CAx-Werkzeugen einsetzbar, da die oben geforderte datendurchgängige Einbindung in die rechnerunterstützte Prozesskette unbefriedigend ist. So erfordert das in der Praxis dominierende inversdynamische Analyseverfahren die Vorgabe menschlicher Körperhaltungen bzw. Bewegungen sowie sämtlicher extern auf den Menschen einwirkender Kräfte. Während diese Daten im bewegungsmedizinischen Umfeld experimentell aufgezeichnet werden, ist dies im Rahmen der Produktentwicklung nicht sinnvoll darstellbar zumal die Idee einer rein virtuellen Absicherung hierbei aufzugeben wäre.

1.3 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Dissertation soll dazu beitragen, die Datendurchgängigkeit zwischen dem CAD-System als zentralem Synthesewerkzeug der Produktentwicklung und muskuloskelettalen Mehrkörpersimulationssystemen herzustellen, um dem Produktentwickler die frühzeitige Analyse energetisch-effektorischer Mensch-Maschine-Interaktionen zu ermöglichen. Der Aufbau der Arbeit ist in Bild 2 dargestellt. Die Darstellung des Standes der Wissenschaft und Technik (Kapitel 2) umfasst allgemeine ergonomische Prinzipien, digitale Menschmodelle sowie Ansätze zur Produktmodellierung. Darüber hinaus werden Grundlagen zu Aufbau, Modellbildung und Simulation des menschlichen Bewegungsapparates behandelt. Hieraus ist in Kapitel 3 der mit Blick auf die Zielsetzung der Arbeit bestehende Handlungsbedarf abzuleiten und der entwickelte Lösungsansatz zu skizzieren. Dieser besteht aus drei Bausteinen, die in den Kapiteln 4-6 theoretisch herausgearbeitet und in Kapitel 7 in einen Softwaredemonstrator überführt werden. Kapitel 8 thematisiert einen virtuellen Versuch zur Plausibilitätsprüfung des vorgeschlagenen Simulationsverfahrens bevor in Kapitel 9 ein praxisrelevanter Anwendungsfall diskutiert wird. Die Arbeit schließt mit einer kritischen Würdigung des Erreichten und dem Ausblick auf zukünftig notwendige Forschungsaktivitäten.

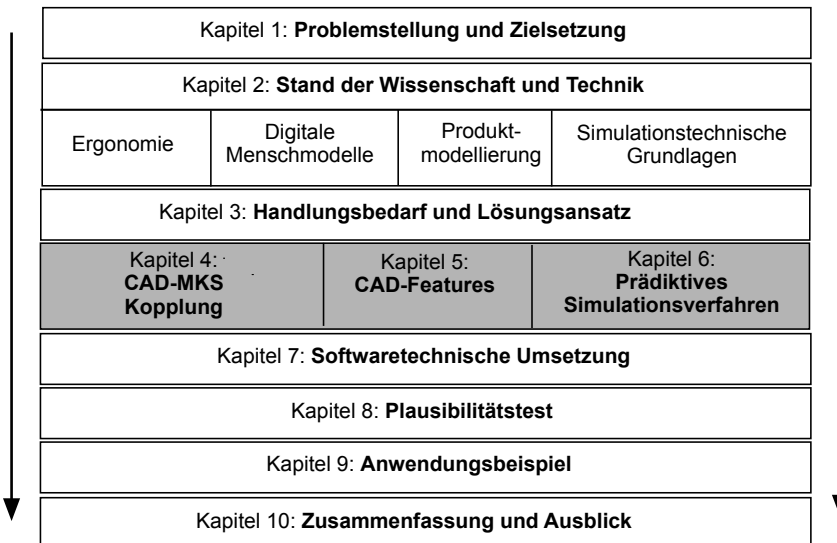


Bild 2: Aufbau der Arbeit

2 Stand der Wissenschaft und Technik

2.1 Ergonomische Produktentwicklung

2.1.1 Einordnung

Der Begriff *Ergonomie* (griech. εργον= Arbeit und νομος= Gesetz) geht auf den polnischen Naturwissenschaftler JASTRZEBOWSKI [110] zurück, der in der Mitte des 19. Jh. damit begann, die positiven und negativen Auswirkungen von Arbeit auf den Menschen zu analysieren. Ähnlich wie TAYLOR [207] verfolgte er das Ziel, Arbeitsprozesse in Landwirtschaft und Industrie unter wissenschaftlicher Berücksichtigung menschlicher Eigenschaften effizienter zu gestalten. In diesem ursprünglichen Sinn ist Ergonomie gleichbedeutend mit Arbeitswissenschaft [190]. Demgegenüber stehen Impulse aus dem Industriedesign, wo DREYFUSS [63] bereits in den 1930er Jahren eine am Menschen orientierte Gestaltung technischer Produkte forderte. Die im Zuge des Zweiten Weltkriegs zunehmenden Komplexität technischer Systeme (z.B. in der Luftfahrt) schaffte zudem ein Bewusstsein für die Leistungsgrenzen der menschlichen Informationsverarbeitung [35]. Der moderne Ergonomiebegriff geht daher über den arbeitswissenschaftlichen Kontext hinaus. Nach ISO 26800 [58] bezeichnet Ergonomie bzw. der synonyme Begriff *Human Factors*

...eine wissenschaftliche Disziplin, die sich mit dem Verständnis der Wechselwirkungen zwischen Menschen und anderen Elementen eines Systems befasst und den Berufszweig, der Theorie, Grundsätze, Daten und Verfahren auf die Systemgestaltung anwendet, um das Wohlbefinden des Menschen und die Leistung des Gesamtsystems zu optimieren.

Gegenstand der Systemgestaltung sind sowohl Artefakte als auch Prozesse und Organisationsstrukturen. Demnach ist eine Unterscheidung zwischen den Bereichen Produkt- und Prozessergonomie möglich. Während die Produktergonomie (Mikroergonomie) eher ingenieurwissenschaftlich geprägt ist und sich auf die technische Gestaltung von Arbeitsmitteln, Konsumgütern und Software richtet, liegt der Fokus der Prozessergonomie (Makroergonomie) auf der Planung von Arbeitsabläufen. [191]

Als zentrales ergonomisches Prinzip gilt die **Menschorientierung**, wonach technische Systeme im Rahmen der Produkt- bzw. Prozessentwicklung an die konkreten Eigenschaften, Bedürfnisse und Leistungsgrenzen ihrer Nutzer anzupassen sind. Dies entspricht vollständig dem Grundsatz der menschenzentrierten Produktentwicklung (HCD). Da Menschen je nach Alter, Geschlecht, Ethnie und Sozialisation in ihren Eigenschaften heterogen sind, ist die Personengruppe (Zielpopulation), welche als Nutzer des Systems in Frage kommt, im Vorfeld der Entwicklung genau zu definieren und zu charakterisieren. Ebenso muss der Nutzungskontext bekannt sein. Dieser umfasst physische und soziale Randbedingungen, aber auch Ziele und Aufgaben, die mit der Nutzung verbunden sind [58].

2.1.2 Anthropometrie

Um das Prinzip der Menschorientierung im Rahmen der Produktentwicklung umsetzen zu können, müssen Informationen über relevante Eigenschaften der Nutzer vorliegen. Die Lehre von Erhebung und Anwendung menschlicher Körpermaße und damit die geometrische Charakterisierung des Menschen wird als Anthropometrie bezeichnet. Als Körpermaße gelten neben statischen Abmessungen (z.B. Körpergröße, Bauchumfang) auch Funktionsmaße, welche die Aktionsräume bestimmter Körperteile unter Berücksichtigung ihrer Beweglichkeit wiedergeben. Gelegentlich werden auch Informationen über Körperkräfte zu den anthropometrischen Daten gezählt. [191]

Da technische Produkte gewöhnlich nicht für einzelne Individuen maßgeschneidert, sondern in industrieller Massenfertigung hergestellt werden, müssen anthropometrische Daten verlässliche Aussagen über die gesamte Zielpopulation erlauben. Dies wird durch weit gefasste Erhebungsstudien und eine statistische Aufbereitung der gesammelten Daten erreicht. Im Jahr 1988 wurde von der US-Army die ANSUR-Studie durchgeführt, bei der je 240 Körpermaße von ca. 75.000 Individuen erhoben wurden [86]. Da es sich hierbei ausschließlich um Armeeeingehörige handelte, können die Daten nicht als repräsentativ für die gesamte Bevölkerung der USA angesehen werden. Im Rahmen der CAESAR-Studie [184] wurden ca. 4500 Europäer und Nordamerikaner vermessen. Die mit ca. 13.000 Stichproben bisher umfangreichste Vermessung der deutschen Bevölkerung wurde 2008 im Rahmen des SizeGermany Projekts vorgenommen [198]. Studien zur Bestimmung von Körperkräften wurden in jüngerer Zeit von

DANNESKIOLD-SAMSØE ET AL. [42] und STOLL ET AL. [206] durchgeführt. In beiden Fällen erfolgte eine Messung maximaler isometrischer Gelenkmomente für alle größeren Freiheitsgrade des Körpers, wobei einige hundert Individuen untersucht wurden.

Über eine gesamte Population ausgewertet, können anthropometrische Merkmale als annähernd statistisch normalverteilt angenommen werden, was in Bild 3 am Beispiel der Körpergröße von deutschen Männern und Frauen zwischen 18 und 65 Jahren dargestellt ist. Bei der ergonomischen Dimensionierung von Produkten werden im Allgemeinen nur 95% der Zielpopulation (99% bei sicherheitsrelevanten Aspekten) berücksichtigt [19]. Als relevante Grenzmaße gelten demnach die Werte des 5. Perzentils der Frauen $P_{05,w}$ und des 95. Perzentils der Männer $P_{95,m}$. Daraus folgt, dass das Produkt von den kleinsten 5% der Frauen sowie den größten 5% der Männer unter Umständen nicht oder nicht zufriedenstellend benutzbar ist. Bei der Arbeit mit Perzentilwerten ist zu bedenken, dass die anthropometrischen Merkmale einer Person in der Regel unterschiedlichen Perzentilen der entsprechenden Verteilungen zuzuordnen sind. Entspricht beispielsweise die Körpergröße einer Person dem 95. Perzentil, muss dies nicht auf ihre Armlänge zutreffen.

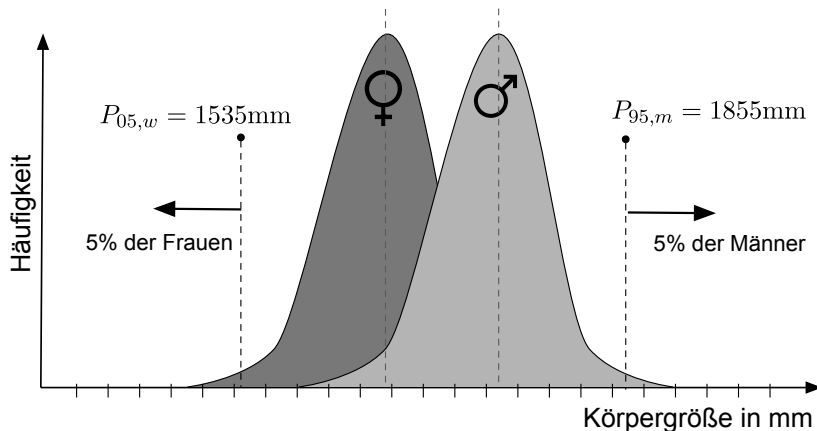


Bild 3: Perzentilierung von anthropometrischen Merkmalen am Beispiel der Körpergröße von Männern und Frauen in Deutschland nach DIN 33402 [50]

Anthropometrische Datensammlungen sind in Gestalt verschiedener Normen veröffentlicht. DIN 33402-2 [50] enthält eine Zusammenstellung der wichtigsten Körperabmessungen von in Deutschland lebenden Personen. Die Daten wurden zwischen 1999 und 2002 ermittelt und sind nach Geschlecht und Altersgruppen perzentiliert. Ähnliche Informationen, jedoch für andere Populationen, sind in DIN CEN ISO/TR 7250-2 [54] zu finden. DIN 33411-4 [51] gibt über maximale Körperkräfte des Menschen Auskunft. Im Unterschied zu den oben zitierten Studien werden hier jedoch spezifische Aktionskräfte angegeben. Dies sind Kräfte, die ein Mensch in einer gegebenen Körperhaltung in Bezug auf eine bestimmte Tätigkeit aufbringen kann. Im Unterschied zu Gelenkmomenten sind die Werte also nicht auf beliebige Situationen übertragbar.

2.1.3 Das Mensch-Maschine-System

Als Grundlage zur Beschreibung der vielfältigen Wechselwirkungen zwischen Mensch, Technik und Umwelt sind in der Ergonomie abstrahierende Systemmodelle gebräuchlich. Im Bereich der Produktergonomie ist das Konzept des Mensch-Maschine-Systems von besonderer Bedeutung, welches in Bild 4 skizziert ist.

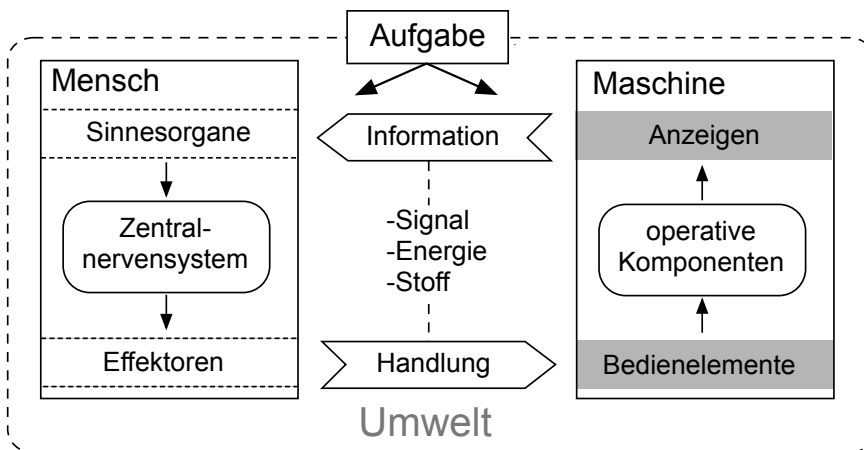


Bild 4: Grundlegendes Schema eines Mensch-Maschine-Systems nach [58]: Die Interaktion zwischen Mensch und Maschine erfolgt über die Mensch-Maschine-Schnittstelle, welche hier aus Anzeigen und Bedienelementen besteht.

Der Mensch als Nutzer eines technischen Systems (Maschine) bildet mit diesem eine synergetische Einheit. Zur Erfüllung einer selbstgestellten oder von außen vorgegebenen Aufgabe interagieren Mensch und Maschine innerhalb fester Systemgrenzen miteinander, wobei dem Mensch meist eine Kontroll- bzw. Steuerfunktion zukommt. Die Interaktion erfolgt über die Mensch-Maschine-Schnittstelle (HMI), die alle technischen Komponenten zum Austausch von Signal, Energie und Stoff zwischen Mensch und Maschine umfasst [58]. Im vorliegenden Beispiel übermittelt die Maschine über entsprechende Anzeigen (z.B. ein Display) Informationen zu ihrem aktuellen Zustand, auf deren Grundlage der Mensch Entscheidungen über erforderliche Bedienhandlungen trifft. Die Bedienhandlungen werden mit Hilfe der menschlichen Effektoren (z.B. Hände, Füße, Stimme) an Bedienelemente (Schalter, Pedale, Spracherkennung) übertragen, wo sie eine Manipulation des Maschinenzustands bewirken.

Aus ergonomischer Sicht beeinflusst der Produktentwickler die Mensch-Maschine-Interaktion durch Entscheidungen hinsichtlich der Rollenverteilung zwischen Mensch und Maschine (z.B. Automatisierung), in erster Linie jedoch durch Gestaltung der Mensch-Maschine-Schnittstelle. Anhand der drei Grundgrößen der Konstruktionstechnik (Signal, Energie und Stoff) lassen sich dabei drei Hauptgestaltungsfelder unterscheiden [190]:

- Im **informativ-mentalen** Gestaltungsfeld steht der Informationsfluss zwischen Mensch und Maschine im Vordergrund. Erkenntnisse aus Psychologie und Kognitionsforschung werden dazu genutzt, Bedienelemente und Anzeigen bestmöglich hinsichtlich Funktion, Rückmeldung und Kompatibilität zu gestalten, was in erster Linie einer Fehlbedienung durch den Menschen vorbeugen soll.
- Das **energetisch-effektorische** Gestaltungsfeld adressiert die physiologische und biomechanische Beanspruchung des Menschen während der Interaktion mit der Maschine mit dem Ziel, eine vorzeitige Ermüdung oder gesundheitliche Schäden zu verhindern.
- Im **anthropometrisch-räumlichen** Gestaltungsfeld ist ein harmonisches Verhältnis zwischen den Körpermaßen des Menschen und der Maschinengeometrie zu gewährleisten. Typische Fragestellungen sind die Erreichbarkeit von Bedienelementen, die Sichtbarkeit von Anzeigen sowie allgemein der Raumbedarf des Menschen als Teil des Systems.

2.1.4 Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept

Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept ist ein grundlegendes ergonomisches Erklärungsmodell für die Wirkung von Arbeitsprozessen und Mensch-Maschine-Interaktionen auf den Menschen [185]. Die Begriffe Belastung und Beanspruchung werden dabei vollkommen analog zur Festigkeitslehre verwendet, was in Bild 5 illustriert ist.

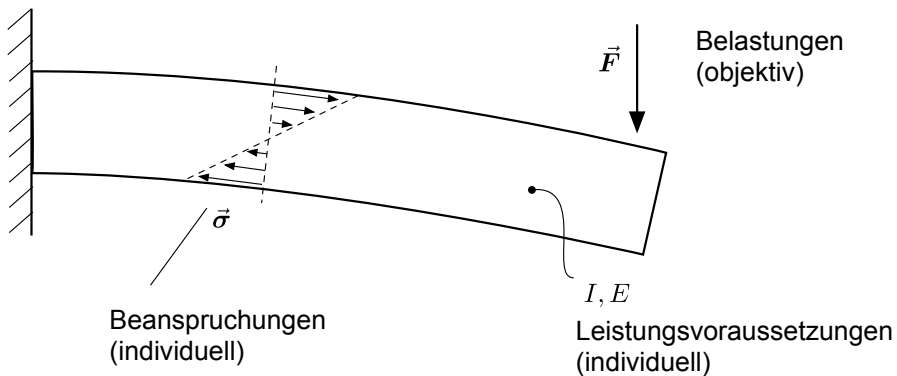


Bild 5: Das ergonomische Belastungs-Beanspruchungs-Konzept in Analogie zur Festigkeitslehre: Belastungen und Beanspruchungen können physischer oder psychisch-mentaler Natur sein.

Belastungen sind objektive, von außen auf den Menschen wirkende Größen, die aus der Arbeitsaufgabe, dem Verhalten einer Maschine oder aus Umwelteinflüssen resultieren. Das Konzept ist dabei sehr generisch angelegt, sodass hierunter sowohl physische Größen wie Kräfte, Vibrationen und Lärm als auch psychisch-mentale Anforderungen verstanden werden [68]. Jeder Mensch besitzt individuelle Leistungsvoraussetzungen, die von Faktoren wie Alter, Geschlecht, körperliche Konstitution und Kondition, aber auch von mentalen Anlagen, Kompetenzen und der Motivation bestimmt werden [101]. In Abhängigkeit dieser Leistungsvoraussetzungen reagiert der Mensch auf eine gegebene Belastung mit einem individuellen Maß an Beanspruchung. Gemäß der zugrundeliegenden Belastung lassen sich verschiedene Beanspruchungsarten unterscheiden. Die biomechanische Beanspruchung des Muskel-Skelett-Systems kann durch Größen wie Muskelaktivität, muskuläre Leistungsaufnahme und Gelenkreaktionen charakterisiert werden (vgl. Abschnitt 2.4.2). Da die Muskulatur mit Energie und Sauerstoff versorgt

werden muss, geht damit natürlich auch eine entsprechende Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems einher. Psychische Beanspruchungen werden gemeinhin als Stress umschrieben, ein differenzierendes Erklärungsmodell existiert jedoch bislang nicht [57]. Zu beachten ist an dieser Stelle, dass die unterschiedlichen Beanspruchungsarten aufgrund der Einheit von Physis und Psyche miteinander verwoben sind. So ist ein psychischer Beanspruchungszustand oft auch anhand physiologischer Parameter wie Herzfrequenz oder Blutdruck erfassbar [19].

Beanspruchungen sind zunächst wertneutral zu verstehen. Zu ihren positiven Auswirkungen zählen beispielsweise Trainingseffekte, die letztlich zu einer Steigerung des menschlichen Leistungsvermögens führen. Auf der negativen Seite stehen Über- bzw. Unterforderung, Ermüdung und gesundheitliche Schädigung. Im Rahmen der Produktentwicklung darf daher nicht allgemein das Ziel einer Beanspruchungsminimierung verfolgt werden [13]. Vielmehr gilt es, ein der Problemstellung angemessenes Maß an Beanspruchung zu gewährleisten. Die praktische Umsetzung wird jedoch durch die oftmals fehlende quantitative Grundlage des Konzepts erschwert. Einerseits lassen sich gerade biomechanische Beanspruchungsgrößen messtechnisch nur schwer direkt erfassen, andererseits existieren nur wenige Beanspruchungsrichtwerte, an denen sich der Produktentwickler orientieren könnte. Beispiele sind die von JÄGER [109] erarbeiteten, nach Alter und Geschlecht differenzierten Grenzwerte für die Druckbeanspruchung der Bandscheiben im Lendenwirbelbereich und die energetischen Dauerleistungsgrenzen nach ROHMERT [186].

2.1.5 Ergonomische Anforderungen

Die übergeordneten Zielsetzungen der Ergonomie bestehen in der Verbesserung des menschlichen Wohlbefindens und der Optimierung der Leistungsfähigkeit von Mensch-Maschine-Systemen. Um im Produktentwicklungsprozess Berücksichtigung zu finden, müssen diese Ziele auf konkretere Anforderungen heruntergebrochen werden, die gleichzeitig als Bewertungskriterien für die ergonomische Qualität des Produkts dienen.

Mit dem Arbeitsschutzgesetz (ArbSchG), dem Arbeitssicherheitsgesetz (ASiG) sowie dem Produktsicherheitsgesetz (ProdSG) (insb. Maschinenverordnung) legt der Gesetzgeber die elementaren ergonomischen Anforderungen **Sicherheit** und **Schädigungslosigkeit** fest. Die Forderung nach Sicherheit bedeutet, dass das Risiko einer Gefährdung der Nutzer oder

andere Personen durch das betrachtete technische System so weit wie möglich zu reduzieren ist. Schädigungslosigkeit bezieht sich hingegen auf die Aufrechterhaltung der Gesundheit bei wiederholter oder längerfristiger Benutzung des Systems [190]. Beispielsweise muss eine Belästigung durch Lärm, Vibrationen oder Abgase vermieden werden.

Alles, was über diese als selbstverständlich zu erachtenden Anforderungen hinausgeht, lässt sich aus dem Konzept der Gebrauchstauglichkeit (*Usability*) ableiten. Nach DIN EN ISO 9241-11 [60] versteht man darunter

... das Ausmaß, in dem ein System, ein Produkt oder eine Dienstleistung durch bestimmte Benutzer in einem bestimmten Nutzungskontext genutzt werden kann, um festgelegte Ziele effektiv, effizient und zufriedenstellend zu erreichen.

Demnach lassen sich die folgenden Aspekte der Gebrauchstauglichkeit identifizieren:

- **Effektivität** = Die Vollständigkeit und Genauigkeit, mit der der Nutzer bestimmte Ziele erreichen kann.
- **Effizienz** = Verhältnis aus erzieltm Ergebnis und den dazu eingesetzten Ressourcen (z.B. Zeit, Muskelarbeit)
- **Zufriedenstellung** = Wahrnehmungen und Reaktionen, die aus der Nutzung hervorgehen.

Während Effektivität und Effizienz objektiv messbar und bewertbar sind, ist Zufriedenstellung subjektiv. DIN EN ISO 9241-11 differenziert hier weiter zwischen Emotionen des Nutzers als affektive Komponente, Vorstellungen und Werthaltungen als kognitive Komponenten sowie Behaglichkeit als physische Komponente. Zufriedenstellung kann also u.a. durch die Ästhetik des Produktdesigns und durch marketingtechnische Überlegungen gewährleistet werden [197]. Aus ergonomischer Sicht ist aber die Anforderung des **Komforts** sicherlich der wichtigste Aspekt. ZHANG ET AL. [241] beschreiben das menschliche Komfortempfinden anhand zweier voneinander unabhängiger Dimensionen, der des Gefallens und der des Erleidens, welche auch als **Diskomfort** bezeichnet wird. Ein Beispiel soll dies verdeutlichen: Motorradfahren ist mit einem hohen Maß an Diskomfort verbunden. Der Fahrer ist meist starken Vibrationen ausgesetzt, muss sich mit seiner Körperspannung gegen den Winddruck wehren und wird auch mental stärker gefordert als ein Autofahrer. Dennoch wird dieses Fahrzeug von vielen Menschen als

komfortabel und sehr zufriedenstellend bewertet, weil die Aspekte des Gefallens (Fahrdynamik, Gefühl von Freiheit) den Diskomfort überwiegen. Mit Gefallen sind also höchst subjektive Empfindungen gemeint, die sich einer naturwissenschaftlichen Untersuchung entziehen, wohingegen Diskomfort prinzipiell mit Hilfe von psychophysikalischen Methoden objektiviert werden kann. Dabei wird versucht, physikalische Reize mit entsprechenden Empfindungen von Testpersonen statistisch zu korrelieren. Als wichtige Einflussgrößen werden in der Literatur Geruch, Licht, Schwingungen, Lärm, Klima, Muskelspannung sowie mechanischer Druck auf der Hautoberfläche genannt [124, 46]. Ferner ist der Begriff des Diskomfort nicht auf physisches Erleiden begrenzt, sondern kann z.B. durch schlechte Bedienkonzepte auch auf informatorisch-mentaler Ebene verursacht werden [25].

Es ist zu beachten, dass zur Erfüllung der genannten Anforderungen (Sicherheit, Schädigungslosigkeit, Effektivität, Effizienz und Komfort) prinzipiell alle Gestaltungsfelder der Ergonomie berücksichtigt werden müssen. So kann beispielsweise die Sicherheit bei der Bedienung einer Maschine nur gewährleistet werden, wenn alle Bedienelemente durch den Nutzer gut erreichbar (anthropometrisch-räumlich), mit angemessenem Kraftaufwand zu betätigen (energetisch-effektorisch) und in ein informatorisch-mental angemessenes Bedienkonzept eingebettet sind.

2.1.6 Umsetzung im Produktentwicklungsprozess

Vorgehensmodelle

Der Lebenszyklus eines technischen Systems beginnt mit einer Produktidee, die im Rahmen der strategischen Produktplanung unter Einbeziehung von Impulsen aus dem Unternehmen, dem gesellschaftlichen Umfeld und dem Markt abgeleitet wird. Der sich daran anschließende Produktentwicklungsprozess (PEP) umfasst alle Tätigkeiten, die notwendig sind, um das Produkt bis zu seiner fertigungstechnischen Realisierung zu konkretisieren. Als Leitlinie für die Praxis, aber auch, um die Kommunikation zwischen den beteiligten Personen zu erleichtern, wurden methodische Vorgehensmodelle entwickelt, welche die einzelnen Aktivitäten im PEP strukturieren. An dieser Stelle sollen zwei unterschiedliche Vorgehensmodelle näher betrachtet werden.

Das 1977 erstmals veröffentlichte Vorgehensmodell nach PAHL U. BEITZ [164] sowie auch die daran angelehnte VDI Richtlinie 2221 [222] verkörpern eine

produktorientierte Sichtweise auf den Entwicklungsprozess und sind besonders im Maschinenbau allgemein anerkannt [123]. PAHL U. BEITZ gliedern den PEP in die vier Phasen Planen, Konzipieren, Entwerfen und Ausarbeiten (Bild 6 oben). Ziel der Planungsphase ist, die Aufgabenstellung (aus der strategischen Produktplanung) in Form einer detaillierten Anforderungsliste zu präzisieren. In der anschließenden Konzeptphase ist die prinzipielle technische Lösung festzulegen. Dazu wird empfohlen, die vom Produkt zu erfüllenden Haupt- und Teilfunktionen zunächst lösungsneutral zu formulieren und anschließend nach geeigneten Wirkprinzipien zu suchen. Auf diese Weise werden in der Regel unterschiedliche Lösungsalternativen erarbeitet, die unter Bezugnahme auf die Anforderungsliste zu bewerten sind, um schließlich das bestmögliche Gesamtkonzept auszuwählen. Diese prinzipielle Lösung (Wirkstruktur) wird im Verlauf der Entwurfsphase zur Baustruktur konkretisiert. Dazu zählt die Gliederung des Produkts in unterschiedliche Baugruppen sowie die Gestaltung der geometrischen und stofflichen Merkmale einzelner Bauteile. Auch hierbei ist eine ständige Bewertung des Konstruktionstandes durchzuführen, um die Erfüllung der Anforderungen sicherzustellen und ggf. nach alternativen Gestaltungslösungen

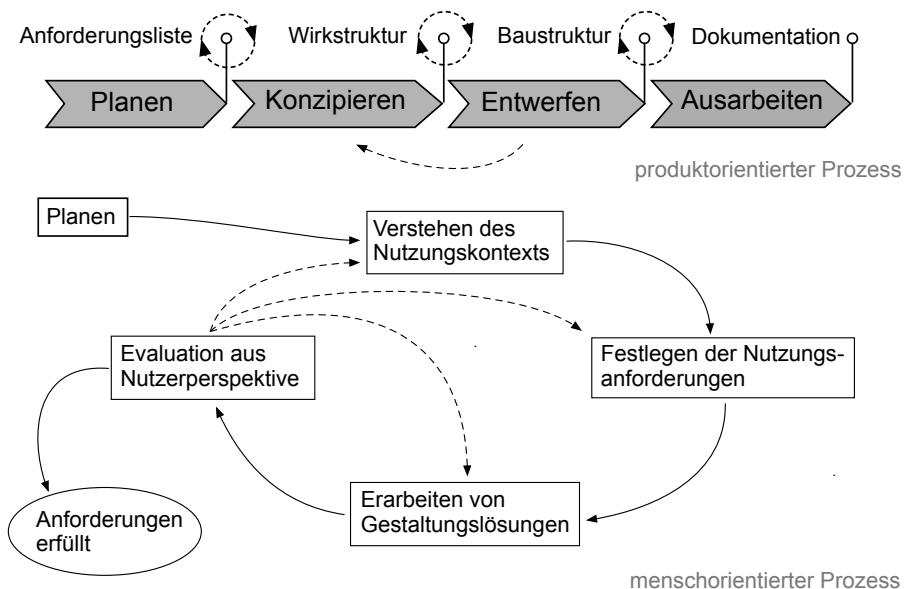


Bild 6: Das produktorientierte Vorgehensmodell nach PAHL U. BEITZ (oben) und der menschenorientierte Gestaltungsprozess nach DIN EN ISO 9241-210 (unten)

zu suchen. Im Rahmen der Ausarbeitungsphase erfolgt eine weitere Detaillierung mit Blick auf die fertigungstechnische Realisierung des Produkts. Dies umfasst neben der Erstellung der vollständigen Produktdokumentation ggf. auch eine Anpassung von Werkstoffwahl und geometrischer Feingestalt an das gewählte Fertigungsverfahren. Der skizzierte Prozess ist keinesfalls als linearer Ablaufplan zu verstehen. Zwischen den Phasen sind Rücksprünge möglich und auch innerhalb einer Phase nähert sich der Produktentwickler der Lösung in einer iterativen Abfolge von Synthese- und Analyseschritten. Unter Synthese ist dabei ein schaffender Prozess zu verstehen, der Merkmale des Produkts festlegt, während im Rahmen der Analyse die Auswirkungen dieser Veränderungen in Bezug auf die Anforderungserfüllung ermittelt werden [65].

Im Unterschied dazu steht der in DIN EN ISO 9241-210 [61] vorgeschlagene Gestaltungsprozess für eine menschenorientierte Sichtweise auf die Produktentwicklung (Bild 8 unten). Hierdurch soll der Erfüllung ergonomischer Anforderungen (insb. Gebrauchstauglichkeit) eine höhere Priorität eingeräumt werden. Ähnlich wie bei PAHL u. BEITZ beginnt der Prozess mit einer Planungsphase, in deren Verlauf u.a. die Synchronisation mit anderen Aktivitäten der Produktentwicklung abzuklären ist. Hieran wird bereits deutlich, dass der menschenorientierte Gestaltungsprozess parallel zu produktorientierten Tätigkeiten (z.B. Wirkprinzipien suchen, Produktgliederung festlegen) auszuführen ist und diese nicht ersetzen kann. Es wird vielmehr ein besonderer Schwerpunkt auf die Berücksichtigung der Interaktionen zwischen Nutzer und Produkt gelegt, was in den folgenden vier Prozessschritten zum Ausdruck kommt:

1. **Verstehen des Nutzungskontexts:** Zu Beginn der Entwicklung muss die Zielpopulation für das Produkt festgelegt und anhand relevanter (z.B. anthropometrischer) Merkmale charakterisiert werden. Weiterhin ist es wichtig, ein Verständnis für die Ziele und Aufgaben zu entwickeln, die potentielle Nutzer mit dem Produkt erreichen wollen.
2. **Festlegen der Nutzungsanforderungen:** Basierend auf dem zuvor beschriebenen Nutzungskontext werden die technischen Anforderungen des Produkts um weitere ergonomische Anforderungen ergänzt. Diese orientieren sich an den in Abschnitt 2.1.5 diskutierten Aspekten, sollten jedoch bereits auf das vorliegende Produkt hin konkretisiert sein. Zudem müssen sämtliche Anforderungen überprüfbar formuliert sein.

3. **Erarbeiten von Gestaltungslösungen:** Bei der Suche nach Lösungen sind zunächst die Aufgaben des Nutzers bei der Interaktion mit dem Produkt zu identifizieren bzw. die Aufgabenverteilung zwischen Mensch und Maschine festzulegen. Dann kann die Mensch-Maschine-Schnittstelle entworfen werden.
4. **Evaluation aus Nutzerperspektive:** Liegt ein Lösungskonzept oder gar ein konkretisierter Entwurf vor, sollte dieser möglichst unter direkter Einbeziehung von Vertretern der Nutzergruppe evaluiert werden. Hierzu sind in der Regel Nutzertests durchzuführen, bei denen eine Testperson mit einem Modell oder Prototypen des Produkts interagiert. Durch Beobachten oder Befragen der Probanden können Rückschlüsse über die Erfüllung der Nutzungsanforderungen gezogen werden. Auch kann sich herausstellen, dass zuvor getroffene Annahmen zum Nutzungskontext oder den Anforderungen korrigiert werden müssen bzw. dass die gewählte Lösung den Anforderungen nicht genügt. Der Gestaltungsprozess sieht daher explizit Iterationen vor.

Kennzeichnend für den menschenorientierten Gestaltungsprozess ist eine direkte Nutzerintegration [180]. Dies kann, wie in Schritt 4, in Form von Nutzertests oder sogar durch Beteiligung von Nutzern bei den gestalterischen Aktivitäten erfolgen [142]. Die Bewertung von Gebrauchstauglichkeit mit ihren Facetten der Effektivität und Effizienz bezieht sich auf eine konkrete Aufgabe, die der Testperson gestellt wird. Mögliche Bewertungsmetriken können über die Messung des Bearbeitungserfolgs (erfüllt, nicht erfüllt), die benötigte Zeit oder die Häufigkeit von Fehlbedienungen erhoben werden [188]. Ein wichtiger Aspekt empirischer Bewertungsmethoden ist zudem die Entwicklung geeigneter Fragebögen zur Erfassung des Nutzerfeedbacks [173].

Unterstützung durch Gestaltungsrichtlinien

Vorgehensmodelle können den Produktentwickler nicht bei spezifischen Synthesetätigkeiten (Festlegen von Produktmerkmalen) unterstützen. Hierzu bedarf es konkreter ergonomischer Gestaltungsrichtlinien. Um Produktentwicklern den Zugang zu existierenden Richtlinien zu erleichtern, stellt VDI 2242 [223] zwei Suchlisten zur Verfügung, die auf entsprechende Literaturstellen verweisen. Dabei erfolgt eine Unterscheidung zwischen allgemeinen ergonomischen Erkenntnissen über die Wirkung von Energie, Stoff und

Signal auf den Menschen sowie objektspezifischen Gestaltungshinweisen. Gerade für das informatorisch-mentale Gestaltungsfeld (Wirkung von Signal) lassen sich aus psychologischen Erkenntnissen universell gültige Prinzipien ableiten, die bei der Gestaltung der Mensch-Maschine-Schnittstelle zu beachten sind. So ist beispielsweise mit dem Prinzip der Kompatibilität gemeint, dass sich der Informationsaustausch zwischen Mensch und Maschine an vorhandenen mentalen Modellen und Erwartungshaltungen des Nutzers orientieren sollte [243]. Zum Beispiel erwartet man gemeinhin bei einem Drehknopf, der zur Wahl einer Eingabegröße (z.B. Lautstärkeregler) dient, dass eine Drehung im Uhrzeigersinn zu einer Zunahme der Eingabegröße führt. Demgegenüber stehen Richtlinien, die auf die Gestaltung spezifischer Objekte Bezug nehmen. Willkürlich ausgewählte Beispiele sind SAE J100 (Maßkonzepte für Kraftfahrzeuge), DIN 894-4 [56] (Gestaltung von Anzeigen und Stellteilen), DIN 5566-1 [53] (Führerstände von Schienenfahrzeugen) und DIN EN 527-1 [55] (Gestaltung von Büromöbeln). Von großer Bedeutung sind zudem die in Abschnitt 2.1.2 aufgeführten Sammlungen anthropometrischer Maße, da hieraus auf erforderliche Produktabmessungen geschlossen werden kann.

Rechnerunterstützung

Wie im vorigen Abschnitt dargelegt, kann der Produktentwickler bei ergonomischen Problemstellungen entweder auf allgemeinen Erkenntnissen der Grundlagenforschung oder aber auf sehr produktspezifische Gestaltungsrichtlinien zurückgreifen. Beides kann sich in der Praxis als nicht ausreichend erweisen. Zum einen liegen nicht für jeden Konstruktionsfall spezifische Regeln vor, zum anderen lässt die Übertragung allgemeiner ergonomischer Zusammenhänge naturgemäß einen großen Interpretationsspielraum zu [36]. Daher spielt die in ISO 9241-210 [61] empfohlene empirische Evaluierung eine wichtige Rolle, um ergonomische Defizite zu identifizieren und iterativ zu beheben. Diese korrektive Form der Ergonomie ist jedoch zeitaufwändig und mit hohen Kosten verbunden, da Produktprototypen angefertigt und Nutzertests geplant und durchgeführt werden müssen. Dies hat zur Folge, dass die ergonomische Absicherung oftmals erst in späteren Phasen des PEP erfolgt [191]. Analog zu anderen Produkteigenschaftenklassen (z.B. Festigkeit, Fertigungseigenschaften), deren Absicherung mit Hilfe virtueller Simulationsmodelle größtenteils in frühere Phasen des PEP vorverlagert werden kann [215], leitet sich hieraus die Motivation zur Rechnerunterstützung in der Ergonomie ab. Darüber hinaus sieht BUBB [26]

jedoch noch einen weiteren Grund: Produktentwickler haben in der Regel einen ingenieurwissenschaftlichen Hintergrund und sind es gewohnt, nach numerisch fassbaren Regeln zu arbeiten (z.B. Berechnungsmodelle, Maßkonzepte). Ergonomische Zusammenhänge sind jedoch oft schwammig und die Aussagen von Testpersonen nicht immer zuverlässig bzw. konsistent. Die Folge ist, dass der Produktentwickler wenig Vertrauen in die Richtigkeit seiner Entscheidungen hat und diese daher womöglich auch nicht ausreichend vor dem Management vertreten kann. Rechnerunterstützte ergonomische Bewertungsverfahren, die reproduzierbare und numerisch quantifizierte Aussagen darüber liefern, wie gut ein gegebener Konstruktionsstand bestimmte ergonomische Anforderungen erfüllt, werden als Lösung für dieses Problem gesehen.

Die Rechnerunterstützung in der Ergonomie zielt letztlich darauf ab, die Interaktionen in einem Mensch-Maschine-System virtuell zu simulieren, um sie einer Bewertung unterziehen zu können. Dabei sind zwei Ansätze denkbar. Mit Hilfe der VR-Technik (*virtual reality*) können Testpersonen in die Lage versetzt werden, mit einem virtuellen Modell des Produkts zu interagieren [105, 125]. Hierdurch lässt sich der Aufwand für die Durchführung von Nutzertests verringern. Die ergonomische Bewertung basiert jedoch weiterhin auf den Aussagen von realen Testpersonen. Die zweite Stoßrichtung sind Simulationen mit digitalen Menschmodellen, die im folgenden Abschnitt gesondert behandelt werden.

2.2 Digitale Menschmodelle

Als digitales Menschmodell (*digital human model*, DHM) wird ein Computermodell des Menschen als Bestandteil virtueller Umgebungen bezeichnet. Simulationen mit digitalen Menschmodellen ermöglichen es dem Produktentwickler, bereits in frühen Phasen des PEP Mensch-Maschine-Interaktionen zu analysieren, ohne dass hierzu physische Prototypen angefertigt werden müssen. In der praktischen Anwendung beschränkt sich die Modellbildung dabei auf anthropometrische und biomechanische Aspekte, woraus sich die beiden im Folgenden dargestellten Kategorien digitaler Menschmodelle ableiten [64]. Darüber hinaus existieren in der Grundlagenforschung erste Ansätze, die Prozesse der menschlichen Informationsverarbeitung durch formale Modelle zu beschreiben. Kognitive Architekturen wie ACT-R [12] wurden beispielsweise schon erfolgreich zur automatischen Evaluierung von grafischen Benutzerschnittstellen eingesetzt [208].

2.2.1 Anthropometrische Modelle

Bei anthropometrischen digitalen Menschmodellen steht die exakte Darstellung der verschiedenen menschlichen Körpermaße und -formen im Vordergrund. Die Körperoberfläche wird dazu mit Hilfe von Polygonnetzen oder CAD-Regelflächen modelliert, die zur Vorgabe unterschiedlicher Körperhaltungen an ein kinematisches Skelett angebunden sind. Die Skalierung der Geometrie erfolgt auf Grundlage von anthropometrischen Datensammlungen, sodass sich Repräsentanten verschiedener Perzentile einer Zielpopulation generieren lassen. Historisch gesehen stehen anthropometrische digitale Menschmodelle in der Nachfolge zweidimensionaler Körperumriss-schablonen wie der „Kieler Puppe“ [52], die in technischen Zeichnungen als Maßstab zur Festlegung ergonomisch relevanter Maße dienen.

Seit den 1960er Jahren sind etliche Modelle entstanden, von denen ein Großteil entweder eingestellt oder niemals kommerziell verfügbar gemacht wurde. Eine ausführliche Darstellung dieser Entwicklung ist bei DUFFY [64] zu finden. In Deutschland wird der Markt gegenwärtig von drei Programmsystemen dominiert, die überwiegend in der Automobilindustrie Anwendung finden: RAMSIS (Human Solutions GmbH), Human Builder (Dassault Systèmes) und Jack (Siemens PLM) [158]. Diese Menschmodelle sind jeweils auch als Zusatzmodule für ein CAD-System (CATIA bzw. NX) verfügbar, sodass sie sich direkt in den Kontext eines virtuellen Produktmodells einfügen lassen (Bild 7). Um Interaktionen mit dem Produktmodell darzustellen, werden anschließend Körperhaltungen des Menschmodells definiert, die für die zu analysierenden Bedienhandlungen möglichst charakteristisch sind. Dies kann durch Eingabe einzelner Gelenkwinkel, mit Hilfe von Körperhaltungskatalogen oder unterstützt durch inverskinematische Verfahren (vgl. Abschnitt 2.4.4) erfolgen. Bereits während dieser Tätigkeit erhält der Produktentwickler ein Gefühl für den Raumbedarf des Nutzers im Produktkontext. Des Weiteren stehen typischerweise Visualisierungsfunktionen für das Sichtfeld und die Funktionsräume des Hand-Arm-Systems zur Verfügung, womit die Sichtbarkeit von Anzeigen oder die Erreichbarkeit von Bedienelementen beurteilt werden können. Um Aussagen über die gesamte Zielpopulation ableiten zu können, sind derartige Untersuchungen mehrfach mit unterschiedlich skalierten Menschmodellen (P_{05} und P_{95}) durchzuführen.

Die gewonnenen Erkenntnisse sind überwiegend dem anthropometrisch-räumlichen Gestaltungsfeld der Ergonomie zuzuordnen. Dennoch verfügen

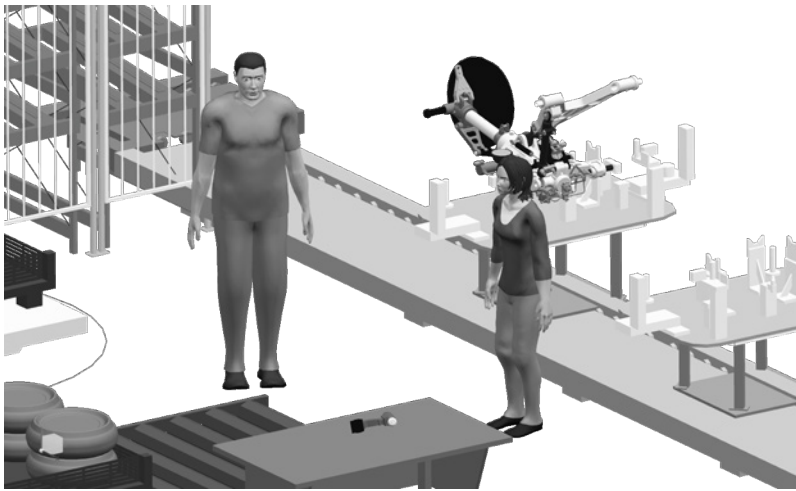


Bild 7: Das anthropometrische Menschmodell Jack (Siemens) als Bestandteil einer CAD-Baugruppe (Bildschirmaufnahme)

anthropometrische digitale Menschmodelle teilweise auch über Funktionen, die bereits in den energetisch-effektorischen Bereich hineinreichen. Zur Planung von Produktionsanlagen dienen Analysemodule, mit deren Hilfe Handhabungs- und Montagetätigkeiten hinsichtlich des Risikos muskuloskelettaler Schädigungen aufgrund einer wiederholten Überbeanspruchung des Bewegungsapparats bewertet werden können. Beispiele sind OWAS (Ovako Working Posture Analysing System) [115], REBA (Rapid Entire Body Assessment) [99] bzw. RULA (Rapid Upper Limb Assessment) [146], die Tabellen nach SNOOK U. CIRIELLO [203] sowie EAWS (Ergonomic Assessment Worksheet) [189]. Es handelt sich hierbei um ursprünglich als „Papier- und Bleistift-Methoden“ konzipierte Verfahren, die eine überschaubare Anzahl von Beschreibungsparametern menschlicher Tätigkeiten zu einem Bewertungsindex zusammenführen. Die Tabellen nach SNOOK U. CIRIELLO beziehen sich konkret auf das Anheben, Tragen und Ziehen von Lasten, während OWAS, RULA/REBA und EAWS auf einer Bewertung von Körperhaltungen basieren und somit allgemeingültiger sind. Eine Körperhaltung ist dabei als Momentaufnahme der Tätigkeit zu verstehen und wird direkt aus dem aktuellen kinematischen Zustand des Menschmodells übernommen. Darüber hinaus fließen ergänzende Angaben wie die Wiederholffrequenz der Tätigkeit oder der Betrag von wirkenden Aktionskräften (Handkräften) ein. Die Bildung des Bewertungsindex basiert auf Experteneinschätzungen

ohne dass hierbei explizit muskuloskelettale Beanspruchungsgrößen berechnet werden. Auf einem ähnlichen Konzept beruhen auch Module zur Komfortwinkelanalyse. Dabei werden experimentell ermittelte Korrelationen zwischen den Winkelstellungen einzelner Körpergelenke und den damit verbundenen menschlichen Empfindungen zur Definition einer Skala für (Dis-)komfort (vgl. Abschnitt 2.1.5) herangezogen, die häufig der Bewertung von Sitzpositionen in Fahrzeugen dient [23], [69], [30]. Die aus biomechanischer Sicht naheliegende Beanspruchungsabhängigkeit des Discomforts [74] wird hier nicht explizit berücksichtigt. Eine Besonderheit des Menschmodells Jack ist, dass es bereits über ein einfaches biomechanisches Simulationssystem verfügt, welches aus Forschungsarbeiten der Universität Michigan [3] hervorging. Auf Grundlage von entsprechenden Erhebungsstudien können damit körperhaltungsabhängige Maximalwerte für Aktionskräfte der Hände ermittelt werden und umgekehrt von einer gegebenen Lastsituation darauf geschlossen werden, welcher Prozentsatz der Zielpopulation die dargestellte Tätigkeit ausführen kann.

Neben den genannten industriell sehr verbreiteten anthropometrischen Menschmodellen sind noch einige Nischensysteme zu beachten. Das Modell IDO:Ergonomics (ESI Group) setzt einen Schwerpunkt auf Analysen innerhalb immersiver VR-Umgebungen. Bei dem System EMA (imk automotive GmbH) handelt es sich um eine Simulationsumgebung für industrielle Arbeitsabläufe, die ein eigenes anthropometrisches Menschmodell enthält. Als Alleinstellungsmerkmal verfügt EMA über eine formale Sprache zur Beschreibung von elementaren Tätigkeiten, die zur kinematischen Synthese von menschlichen Bewegungssequenzen benutzt wird. Zur Erprobung neuartiger Ausrüstungsgegenstände wird von der US-Army in Kooperation mit der Universität von Iowa das Menschmodell SANTOS [3] entwickelt, welches bislang jedoch nicht öffentlich verfügbar gemacht wurde.

2.2.2 Biomechanische Modelle

Biomechanische digitale Menschmodelle dienen der Simulation mechanischer Wirkungen auf den menschlichen Körper. Das beinhaltet sowohl die Analyse von Bewegung unter dem Einfluss von Kräften, als auch das strukturmechanische Verhalten von biologischen Geweben [64]. Mit Blick auf die Themenstellung dieser Arbeit sind insbesondere muskuloskelettale biomechanische Menschmodelle relevant, welche die Dynamik des Muskel-Skelett-Systems detailliert abbilden. Die hierbei angewandte Modellbildung

auf Grundlage der Mehrkörperdynamik und die Basistechnologien zur Analyse und Synthese von Bewegungen werden ausführlich in Abschnitt 2.4 diskutiert. Im Folgenden liegt der Fokus daher auf konkreten Implementierungen und deren Anwendung auf medizinische und ergonomische Problemstellungen. Ein Ausblick auf einige spezielle biomechanische Modelle rundet die Darstellung ab.

Implementierungen muskuloskelettaler Menschmodelle

Die Entwicklung muskuloskelettaler Menschmodelle ist untrennbar mit Forschungsaktivitäten im Bereich der Bewegungswissenschaften verbunden. So wurden die ersten dynamischen Modelle des menschlichen Bewegungsapparates zum Zweck der Berechnung von Muskelkräften erstellt [199, 39, 238]. Eine wichtige Rolle spielen muskuloskelettale Simulationen auch bei der Erforschung von grundlegenden motorischen Kontrollprinzipien [4, 11] und bei der Entwicklung orthopädischer Operationsmethoden [114, 102]. In Deutschland beschäftigte sich eine Arbeitsgruppe an der Universität Tübingen seit Beginn der 1980er Jahre intensiv mit der dynamischen Simulation des menschlichen Muskel-Skelett-Systems [92, 172, 117]. Im Rahmen des DFG geförderten SFB588 (Humanoide Roboter) entstanden zudem an der TH Karlsruhe diverse akademische Simulationsmodelle [205, 202]. Aus einer Reihe von Entwicklungen der Universität Stanford ging in den 1990er Jahren das Softwaresystem SIMM (*software for interactive musculoskeletal modeling*) [47] hervor, welches nach wie vor kommerziell vertrieben wird und auf medizinische und sportwissenschaftliche Bewegungsanalysen spezialisiert ist. In direkter Nachfolge zu SIMM wurde durch eine Forschergruppe der Universität Stanford die Entwicklung von OpenSim [48] initiiert. Es handelt sich dabei um eine erweiterbare Softwareplattform, welche die Basistechnologien zur Erstellung von muskuloskelettalen Menschmodellen zur Verfügung stellt. Mit einer ähnlichen Zielsetzung wurde an der Universität Aalborg einige Jahre zuvor das Simulationssystem AnyBody [41] entwickelt und später durch eine Ausgründung (AnyBody Technology) kommerziell vertrieben. Wie OpenSim stellt AnyBody Basistechnologien zur Verfügung, beinhaltet aber auch eine Bibliothek mit Menschmodellen, die teilweise für bestimmte Anwendungen validiert sind. Ein weiteres kommerziell erhältliches Programmsystem ist LifeMod (Lifemodeler Inc.) [147]. LifeMod ist ein skalierbares muskuloskelettales Menschmodell mit zugehörigen Visualisierungswerkzeugen, das auf der universellen MKS-Software Adams (MSC) aufsetzt.

Anwendungen in der Produktentwicklung

Muskuloskelettale digitale Menschmodelle ermöglichen die Berechnung von Körperbeanspruchungen, die sich auf experimentellem Weg kaum ermitteln lassen. Abseits der Bewegungswissenschaften können diese Informationen auch in der Produktentwicklung nützlich sein, zumal mit dem ergonomischen Belastungs-Beanspruchungs-Konzept bereits ein entsprechender theoretischer Rahmen existiert. Den Übergang markiert hierbei die Medizintechnik. In der Endoprothetik werden zur strukturmechanischen Auslegung von Implantaten wie Osteosynthesen und Kunstgelenken Lastrandbedingungen benötigt, welche als Muskelansatz- und Gelenkreaktionskräfte mit Hilfe muskuloskelettaler Simulationsmodelle ermittelt werden können [159, 94]. Bei der Entwicklung von Orthesen und Exoskeletten tritt die Frage auf, wie eine gezielte Stabilisierung bzw. Entlastung des Bewegungsapparates möglichst effizient, d.h. mit geringem apparativen Aufwand erreicht werden kann. Bewegungsanalysen mit muskuloskelettalen Menschmodellen können hier wichtige Impulse zur Auswahl von Gerätekonzepten oder der Optimierung bestehender Systeme liefern [216, 5]. Ein weiteres Anwendungsgebiet ist die Optimierung von Sportartikeln. MILLER ET AL. [155] ermittelten mit Hilfe eines vorwärtsdynamischen Modells, welchen Einfluss die viskoelastischen Eigenschaften von Laufschuhen auf die Scherbeanspruchung des Schienbeins und damit auf das Verletzungsrisiko des Sportlers haben. Trainingsmaschinen können unter Verwendung muskuloskelettaler Simulationen so ausgelegt werden, dass gezielt bestimmte Muskelgruppen stimuliert werden [121]. Durch die Simulation einer Pedalierbewegung optimierten PHILLIPS ET AL. [168] die Form eines Zahnkranzes, um das Kniegelenk von Radfahrern bei annähernd gleicher Vortriebsleistung zu entlasten. Unmittelbare Kenntnisse über muskuloskelettale Beanspruchungsgrößen lassen sich ferner zur Auslegung von schädigungsfreien Industriearbeitsplätzen heranziehen [89]. RASMUSSEN ET AL. [176] zeigten am Beispiel einer Säge, wie handgeführte Werkzeuge gestaltet werden können, um die Armmuskulatur möglichst effizient auszunutzen. Überlegungen zur Verbesserung des Komforts von Fahrzeugsitzen auf Grundlage von simulierten Muskelaktivitäten sind in [143] zu finden. Es ist zu beachten, dass die genannten Anwendungsbeispiele alle aus dem akademischen Umfeld stammen. Aufgrund der spärlichen Veröffentlichungslage bleibt daher unklar, in welchem Umfang Simulationen mit muskuloskelettalen Menschmodellen in der industriellen Praxis eingesetzt werden. Von der BMW AG ist bekannt, dass hier eine simulative Untersuchung des Ein- und Ausstiegs in verschiedene

PKW-Designs durchgeführt wurde [17] und auch bei Ford [214] beschäftigte sich ein Vorentwicklungsprojekt mit der Evaluierung von Handbremsen auf Grundlage muskuloskelettaler Beanspruchungsgrößen.

Anbindung an CAD-Systeme

Die Anwendung muskuloskelettaler Menschmodelle zur Analyse von Mensch-Maschine-Interaktionen in der Produktentwicklung erfordert in der Regel auch ein simulationsfähiges Modell der Maschine, um dynamische Rückwirkungen auf den menschlichen Körper darstellen zu können. Die hierzu notwendigen Informationen zur Produktgeometrie, Kinematik sowie den Masseneigenschaften einzelner Komponenten lassen sich aus CAD-Daten ableiten. Die im Zentrum dieser Arbeit stehende Frage nach der Anbindung muskuloskelettaler Menschmodelle an CAD-Systeme liegt daher nahe. Die einzige kommerziell verfügbare Antwort existiert in Form eines Modellkonverters für SolidWorks (Dassault Systèmes), der die Übersetzung einer CAD-Baugruppe in ein Mehrkörpermodell ermöglicht, welches anschließend im Simulationssystem Anybody [41] mit einem muskuloskelettalen Menschmodell kombiniert werden kann. Fehlende Informationen zur Mensch-Maschine-Interaktion (z.B. Bewegungen, externe Kraftwirkungen etc.) sind jedoch weiterhin manuell in der Simulationsumgebung einzugeben. Die Vision eines CAD-integrierten muskuloskelettalen Menschmodells wurde von einer Forschergruppe der Universität Seoul thematisiert [132]. Der dort entwickelte Lösungsansatz sieht ein einfaches kinematisches Mannequin vor, das als Stellvertreter eines komplexeren biomechanischen Berechnungsmodells interaktiv innerhalb einer CAD-Baugruppe positioniert und über geometrische Zwangsbedingungen mit der CAD-Geometrie gekoppelt werden kann. Zur Analyse erfolgt ein automatischer Export der CAD-Baugruppe in eine Mehrkörpersimulationssystem, wobei die bereits definierten Zwangsbedingungen zwischen Mensch und Maschine berücksichtigt werden. Zur Visualisierung von Simulationsergebnissen steht innerhalb der CAD-Umgebung ein entsprechender Postprozessor zur Verfügung. Trotz dieser technisch sehr engen Integration von Menschsimulation und CAD-System fehlt dem Ansatz ein durchgängiges Konzept zur Modellierung von Mensch-Maschine-Interaktionen. Zwar lassen sich mit den erwähnten Zwangsbedingungen physische Beziehungen zwischen Mensch und Produktgeometrie ausdrücken, diese stellen aber für sich genommen keinen Bezug zu konkreten Nutzungssituationen her. Ferner gestattet das System

lediglich eine kinematische Berechnung von Körperhaltungen, deren physikalische Konsistenz somit nicht gewährleistet ist. Daher ist zusätzlich der Import von experimentell erfassten Bewegungsdaten vorgesehen.

Sonstige biomechanische Modelle

Zur Gruppe der biomechanischen Menschmodelle zählen noch weitere Simulationen, die für die Zielsetzung dieser Arbeit weniger relevant sind, aber dennoch knapp angeschnitten werden sollen. MOES ET AL. [156] erstellten ein FEM-basiertes Weichteilgewebemodell zur Ermittlung der Druckverteilung zwischen einem PKW-Sitz und der Gesäßregion des Fahrers, um diese mit Diskomfortempfindungen zu korrelieren. Die Software MADYMO (Siemens/Tass) [138] ist ein spezielles Menschmodell zur Analyse hochdynamischer Crashvorgänge im Fahrzeugbau. Es handelt sich jedoch weniger um eine anatomisch korrekte Abbildung des menschlichen Körpers, als um eine virtuelle Ausgabe (standardisierter) Insassendummies. Ebenfalls zur Crashsimulation dient das bei Toyota entwickelte Modell THUMS [106]. Während MADYMO aus Starrkörpersegmenten besteht, ist THUMS auf Grundlage der FEM implementiert und stellt u.a. innere Organe als verformbare Volumina dar. Ein hochdynamisches Modell des Hand-Arm-Systems wurde auch von MATTHIESEN ET AL. [145] entwickelt, um die Auswirkungen stoßartiger Anregungen durch handgeführten Elektrowerkzeuge zu analysieren.

2.3 Produktmodellierung

Als Konsequenz der Rechnerunterstützung besteht in der Produktentwicklung die Notwendigkeit einer digitalen Beschreibung des Produkts mit allen für den Lebenszyklus relevanten Informationen. Diese werden in der Regel durch mehrere domänen- und lebensphasenspezifische Partialmodelle repräsentiert, können aber auch als integriertes Produktmodell in einer gemeinsamen Datenbasis vorgehalten werden [66].

Eine allgemeine Sicht auf die in einem Produktmodell beschreibbaren Informationen vermittelt die Systematik der Merkmale und Eigenschaften nach WEBER [230]. Als Merkmale werden in diesem Zusammenhang alle die Gestalt und Beschaffenheit des Produkts beschreibenden Parameter bezeichnet, die unmittelbar durch den Produktentwickler festgelegt werden.

Eigenschaften ergeben sich hingegen infolge der Merkmale und beschreiben Aspekte des Produktverhaltens. So ist die Steifigkeit eines Bauteils (Eigenschaft) eine Folge der Geometrie und der Werkstoffwahl (Merkmale). Als Minimalanforderung an ein Produktmodell gilt die Repräsentation von Merkmalen (z.B. Maße, Baustruktur). Darüber hinaus sind jedoch auch Beziehungen zwischen Merkmalen, Soll- und Ist-Eigenschaften, Zusammenhänge zwischen Merkmalen und Eigenschaften sowie deren semantische Erweiterung darstellbar [215]. Ein Beispiel für Merkmalsbeziehungen im Produktmodell sind die in parametrischen CAD-Systemen modellierbaren Maßabhängigkeiten und geometrischen Zwangsbedingungen. Beziehungen zwischen Merkmalen und Eigenschaften lassen sich u.a. mit matrixbasierten Ansätzen (z.B. *Domain Mapping Matrix*) qualitativ modellieren [123]. Mit semantischer Erweiterung ist gemeint, dass bestimmten Modellinformationen (z.B. einer Gruppe von Merkmalen) eine Bedeutung außerhalb des Modellkontextes zugewiesen wird. Eine Ausprägung davon ist die Featuretechnologie, welche nachfolgend näher betrachtet werden soll.

2.3.1 Featuretechnologie

Die Featuretechnologie wurde entwickelt, um Produktinformationen lebensphasen- und domänenübergreifend in einer möglichst einheitlichen Repräsentationsform zu handhaben und somit nicht zuletzt den Datenaustausch zwischen verschiedenen CAx-Werkzeugen (CAD, CAM, FEM) zu vereinfachen. Ähnlich der Objektorientierung von Softwaresystemen werden Produktmodelle dabei unter Verwendung von Grundbausteinen erstellt, die als Features, Konstruktionselemente oder Funktionselemente bezeichnet werden [221, 194]. Im CAD-Umfeld ist der Featurebegriff stark geometriebezogen. Meist ist damit eine Zusammenfassung von grundlegenden geometrischen Operationen zu einer anwendungsbezogenen Einheit gemeint, z.B. Befehle zur Modellierung von Fasen, Gewindebohrungen und Rippen. Durch die Arbeitsgruppe FEMEX [228] wurde hingegen die Rolle von Features als Integrationsobjekte hervorgehoben, die Informationen aus verschiedenen Produkteigenschaftsklassen (Geometrie, Strukturmechanik etc.) und Lebensphasen (Konstruktion, Fertigung, Produktnutzung) miteinander verknüpfen. Da bei Produkten mit physischer Gestalt die Eigenschaftsklasse Geometrie eine herausragende Bedeutung hat, ist die folgende Definition allgemein gebräuchlich [181]:

Feature = Aggregation von Geometrieelementen und/oder Semantik

Mit Semantik ist dabei die Bedeutung gemeint, die einem Produktbereich durch das Feature in Bezug auf eine bestimmte Phase des Produktlebenszyklus' zugeordnet wird. Das theoretische Anwendungsspektrum der Featuretechnologie ergibt sich daher aus der Gesamtheit möglicher Eigenschaftsklassen [103] eines technischen Systems und den einzelnen Phasen des Produktlebenszyklus'. Ein Beispiel findet sich in Form von Toleranzfeatures, die Geometrielemente (z.B. Flächen) um Toleranzspezifikationen (z.B. Rundheit eines Zylinders) erweitern und ihnen somit eine Bedeutung in Bezug auf Fertigung und Qualitätssicherung geben [229].

2.3.2 Modellierung der Mensch-Maschine-Interaktion

Mit Hilfe der Featuretechnologie ist es möglich, bestimmten Produktbereichen eine Bedeutung in Bezug auf den Lebenszyklus zuzuweisen. Im Hinblick auf die Nutzungsphase könnten so Informationen zur Mensch-Maschine-Interaktion in Produktmodelle integriert werden. Obwohl nach dem Stand der Technik keine derartigen Featureklassen bekannt sind, existieren dennoch alternative Ansätze zur Interaktionsmodellierung. GALVAO U. SATO [77] schlagen eine Matrixschema vor, um Produktfunktionen mit erforderlichen Nutzeraktivitäten zu verknüpfen, wodurch letztlich auch eine Beziehung zwischen menschlichen Handlungen und Funktionsträgern (z.B. Bedienelemente) identifiziert werden kann. Ein solches Modell könnte beispielsweise die Information enthalten, dass zur Aktivierung des Scheibenwischers ein bestimmter Hebel betätigt werden muss, nicht jedoch, wie diese Interaktion genau abläuft. Ein ähnlicher Modellansatz findet sich auch bei MIECZAKOWSKI ET AL. [152]. Im Gegensatz dazu konzentriert sich das Interaktionsmodell von VAN DER VEGTE [218] auf die Darstellung unterschiedlicher Ablaufszenarien bei komplexen Mensch-Maschine-Interaktionen, ohne dabei auf die geometrische Gestalt des Produkts Bezug zu nehmen.

2.4 Modellbildung und Simulation des Bewegungsapparats

2.4.1 Mehrkörpersysteme

Definition

Ein Mehrkörpersystem (MKS, vgl. Bild 8) besteht aus massebehafteten Körpern, die durch masselose Verbindungselemente miteinander gekoppelt sind und sich unter der Wirkung eingprägter Kräfte und Momente bewegen. Es handelt sich um ein vereinfachtes Modell zur Beschreibung des Verhaltens realer technischer und biologischer Systeme nach den Prinzipien der klassischen Mechanik. In der Regel werden die Körper eines MKS als ideal starr angenommen. Im Unterschied zur FEM liegt der Anwendungsschwerpunkt von Mehrkörpersimulationen daher bei Systemen, die große Starrkörperbewegungen ausführen und sich dabei nur geringfügig verformen. [215] Die Verbindungselemente eines MKS können kinematischer oder kinetischer Natur sein. Kinematische Bindungen schränken die relativen Bewegungsmöglichkeiten eines Körpers in Bezug zu einem anderen Körper

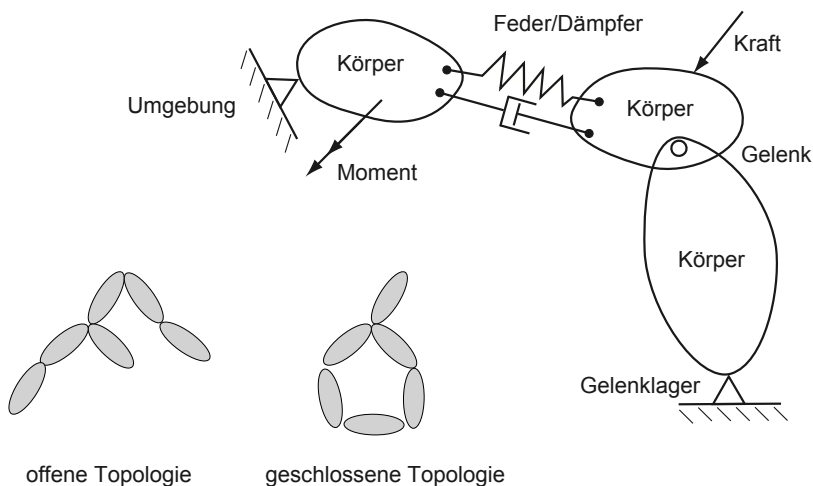


Bild 8: Mehrkörpersystem: Massebehaftete Körper sind durch masselose Verbindungselemente miteinander gekoppelt und bewegen sich unter dem Einfluß eingprägter Kräfte und Momente. Hinsichtlich der Topologie unterscheidet man offene und geschlossene Systeme.

oder zur ruhenden Umgebung direkt ein. Sie werden gewöhnlich zur Modellierung von Gelenken und formschlüssigen Führungen eingesetzt. Daneben können Körper auch lediglich durch die Möglichkeit eines Kraftaustauschs miteinander gekoppelt sein, wodurch ihre Relativbewegung nur indirekt beeinflusst wird. Beispiele sind Federn und Dämpfer. Eine Klassifizierung von Mehrkörpersystemen kann anhand der durch die kinematischen Bindungen festgelegten Topologie erfolgen. Offene Mehrkörpersysteme weisen eine Baumstruktur auf, sodass die relativen Bewegungsmöglichkeiten der Körper voneinander unabhängig sind. Geschlossene Mehrkörpersysteme enthalten hingegen kinematische Schleifen, die eine Abhängigkeit der Relativbewegungen bedingen. [236]

Kinematische Parametrisierung

Als Voraussetzung zur Formulierung der Bewegungsgleichungen sind die kinematischen Freiheitsgrade des MKS durch geeignete Koordinaten \vec{q} zu parametrisieren.

Um die räumliche Lage (Position und Orientierung) eines einzelnen Starrkörpers zu spezifizieren, ist es zweckmäßig, ein körperfestes Koordinatensystem (Bild 9) einzuführen. Die Lage des Körpers in Bezug auf ein ruhendes Inertialsystem kann dann eindeutig durch eine Transformation T angegeben werden, welche das körperfeste Koordinatensystem in das Inertialsystem überführt. Da ein Starrkörper sechs kinematische Freiheitsgrade hat, lässt sich diese Transformation in Abhängigkeit von sechs Parametern formulieren, welche als Lagekoordinaten des Körpers aufgefasst werden. Die translatorischen Koordinaten q_x, q_y, q_z entsprechen den Komponenten eines Verschiebungsvektors im Inertialsystem. Der rotatorische Anteil der Transformation wird häufig durch drei aufeinanderfolgende Elementarrotationen um die Achsen des körperfesten Koordinatensystems ausgedrückt. Die entsprechenden Drehwinkel q_ψ, q_ϕ, q_θ werden je nach Reihenfolge der Rotationen als Euler- oder Kardanwinkel bezeichnet. [78]

Auf den Lagekoordinaten eines einzelnen Starrkörpers aufbauend sind zwei grundsätzliche Wege der kinematischen Parametrisierung von Mehrkörpersystemen etabliert. Bei der Absolutkoordinatendarstellung (Bild 10 links) wird jeder Körper, wie oben beschrieben, durch sechs Koordinaten in Bezug zum Inertialsystem gesetzt. Ein MKS aus N Körpern wird folglich durch $6N$ Koordinaten parametrisiert. Da die Relativbewegungen der Körper jedoch aufgrund der kinematischen Bindungen eingeschränkt sind, ist die

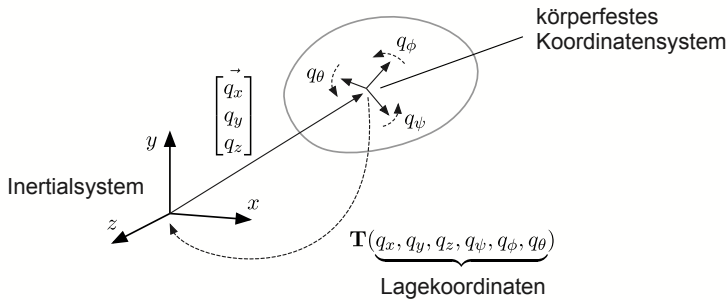


Bild 9: Koordinaten zur Parametrisierung der räumlichen Lage eines Starrkörpers

Anzahl der Koordinaten \vec{q} größer als die Anzahl der Systemfreiheitsgrade. Man spricht daher von redundanten Koordinaten, welche durch kinematische Zwangsbedingungen $\vec{c}(\vec{q})$ miteinander gekoppelt sind. Die Zwangsbedingungen beschreiben dabei die durch die kinematischen Bindungen gesperrten Relativbewegungen der Körper. Die Absolutkoordinatendarstellung kann auf Mehrkörpersysteme beliebiger Topologie angewandt werden. Im Gegensatz dazu setzt die Relativkoordinatendarstellung (Bild 10 rechts) eine Baumstruktur des MKS voraus. Ausgehend von den Blättern lässt sich in diesem Fall für jeden Körper genau ein hierarchisch höher stehender Elternkörper ermitteln, relativ zu dem seine Lage angegeben wird. Dazu dient ebenfalls eine parametrische Transformation $\mathbf{T}(\vec{q})$, die sich hier jedoch auf das körperfeste Koordinatensystem des Elternkörpers bezieht. Einzig die Körper an der Wurzel der Baumstruktur nehmen direkt auf das Inertialsystem Bezug. Da die Transformation $\mathbf{T}(\vec{q})$ die kinematische Bindung zwischen beiden Körpern repräsentiert, muss jeder ihrer bestimmenden Parameter q einem Freiheitsgrad der erlaubten Relativbewegung entsprechen [200]. Die Koordinaten des MKS sind daher voneinander unabhängig und werden als Minimalkoordinaten bezeichnet. Obwohl die Forderung nach einer Baumstruktur nur von Systemen mit offener Topologie erfüllt wird, lassen sich auch geschlossene Mehrkörpersysteme in Relativkoordinaten darstellen. Dazu wird das System an einer geeigneten Stelle aufgetrennt und die kinematische Bindung dort anstatt einer Transformation durch Zwangsbedingungen $\vec{c}(\vec{q})$ ausgedrückt. Die Koordinaten sind dann allerdings nicht länger voneinander unabhängig [236].

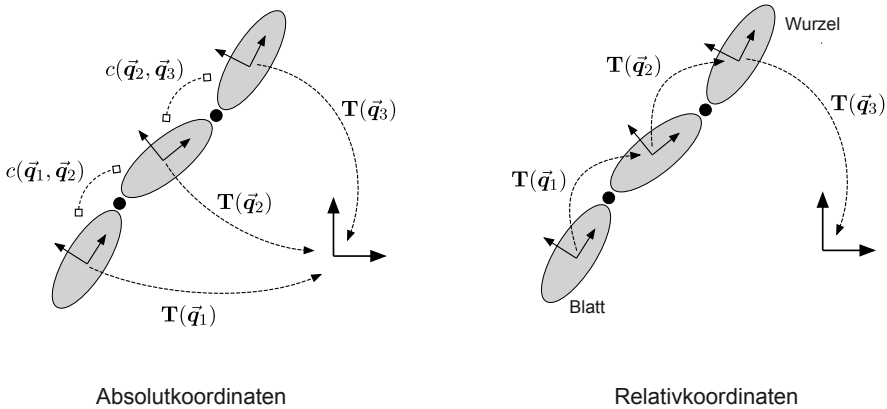


Bild 10: Absolut- (links) und Relativkoordinaten (rechts) zur kinematischen Parametrisierung eines MKS

Bewegungsgleichungen

Die Bewegungsgleichungen stellen einen differentiellen Zusammenhang zwischen wirkenden Kräften und dem kinematischen Zustand des Mehrkörpersystems her. Der kinematische Zustand wird dabei durch die im Rahmen der Parametrisierung festgelegten Koordinaten \vec{q} (Position) sowie deren Zeitableitungen $\dot{\vec{q}}$ (Geschwindigkeit) und $\ddot{\vec{q}}$ (Beschleunigung) beschrieben. Für Systeme mit redundanten Koordinaten liegen die Bewegungsgleichungen als ein differential-algebraisches Gleichungssystem der folgenden allgemeinen Form vor [78]:

$$\mathbf{M}(\vec{q}) \cdot \ddot{\vec{q}} + \vec{Q}_v(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) = \sum \vec{Q}_i \quad (1a)$$

$$\vec{c}(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) = 0 \quad (1b)$$

Im gewöhnlichen Differentialgleichungssystem (1a) ist $\mathbf{M}(\vec{q})$ die Massenmatrix, welche die Trägheitseigenschaften des MKS zum Ausdruck bringt, $\vec{Q}_v(\vec{q}, \dot{\vec{q}})$ der Vektor der geschwindigkeitsinduzierten Kräfte und $\sum \vec{Q}_i$ die Summe der eingepprägten Kräfte. Es ist zu beachten, dass alle Größen im Raum der Koordinaten \vec{q} ausgedrückt sind. Die Kraftgrößen sind daher im Allgemeinen als Projektionen von kartesischen Vektoren auf die MKS-Koordinaten zu verstehen und werden als generalisierte Kräfte bezeichnet [236]. Die algebraischen Gleichungen (1b) resultieren aus den kinematischen Zwangsbedingungen und entfallen, wenn das MKS in unabhängigen

Minimalkoordinaten parametrisiert ist. Die Aufstellung der Bewegungsgleichungen erfolgt zumeist anhand der NEWTON-EULER-Methode. Dabei werden die Körper des MKS gedanklich freigeschnitten, und die Schnittreaktionen sowie die eingepprägten Kräfte in Abhängigkeit der Koordinaten formuliert. Die Bewegungsgleichungen ergeben sich anschließend unter Anwendung von Gleichgewichtsbedingungen aus dem Impuls- bzw. Drallsatz. Für Systeme in Minimalkoordinaten können alternativ auch Energie- und Arbeitsbilanzen wie beispielsweise die LAGRANGE-Gleichungen zweiter Art herangezogen werden [236]. In der Praxis wird das Aufstellen der Bewegungsgleichungen durch Algorithmen (Mehrkörperformalismen) bewerkstelligt, welche zusammen mit numerischen Verfahren zur Lösung der Gleichungen die Grundlage von universellen Mehrkörpersimulationssystemen wie Adams (MSC) oder Simpack (Dassault Systèmes) bilden. In der Regel werden die Bewegungsgleichungen dabei nicht in geschlossener Form gehandhabt. Es existieren beispielsweise effiziente rekursive Verfahren [71], welche die Prinzipien der Starrkörperdynamik (z.B. Drall- und Impulssatz) sukzessiv auf einzelne Bereiche des MKS anwenden.

2.4.2 Modellbildung des Bewegungsapparats

In den folgenden Abschnitten werden Modellvorstellungen behandelt, um den menschlichen Bewegungsapparat nach den Prinzipien der Starrkörperdynamik zu beschreiben. Das Ergebnis wird als muskuloskelettales Mehrkörpersystem bzw. Menschmodell bezeichnet.

Der menschliche Bewegungsapparat

Der Bewegungsapparat ist das vom Skelett und der Muskulatur gebildete Organsystem. Er ermöglicht dem Menschen die Kontrolle seiner Körperhaltung und damit auch die Fortbewegung sowie die physische Interaktion mit der Umgebung. Dem Skelett kommt die Aufgabe einer Tragstruktur zu, die dem Körper die nötige Formstabilität verleiht. Es besteht aus ca. 200 Knochen, die über Gelenke beweglich miteinander verbunden sind. Die Aktuierung des Skeletts erfolgt durch ca. 220 einzelne Muskeln. [242, 195]

¹ Aufgrund unterschiedlicher Klassifizierung sind in der Literatur auch abweichende Werte zu finden.

Bild 11 zeigt eine Person in anatomischer **Neutral-Null-Stellung**. Ausgehend hiervon sind zur Orientierung am menschlichen Körper bestimmte anatomische Fachbegriffe gebräuchlich. Die Symmetrieebene des Körpers und alle dazu parallelen Ebenen werden als Sagittalebene bezeichnet. Senkrecht zur Längsachse des Körpers lassen sich beliebig viele Transversalebene definieren. Die Frontalebene teilt den Körper in eine vordere und hintere Hälfte. Richtungsangaben erfolgen durch lateinische Begriffe unter Bezugnahme auf die Neutral-Null-Stellung:

- *anterior/posterior* = nach vorne (in Blickrichtung) / nach hinten
- *medial/lateral* = zur Körpermitte hin / nach außen
- *kranial/kaudal* = kopfwärts (nach oben) / steißwärts (nach unten)

Speziell an den Extremitäten sind auch die Bezeichnungen *proximal* (zum Ansatz am Rumpf hin) bzw. *distal* (vom Rumpf weg) gebräuchlich [195].

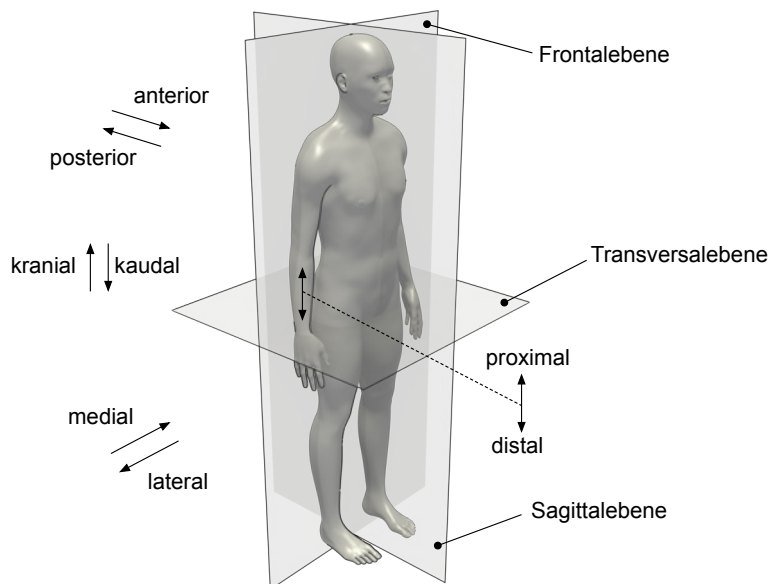


Bild 11: Körper in anatomischer Neutral-Null-Stellung nach [195]

Körpersegmente

Die Grundlage zur Entwicklung eines muskuloskelettalen Menschmodells ist die Untergliederung des Bewegungsapparates in mehrere Segmente, die im MKS als massebehaftete Körper in Erscheinung treten. Aus anatomischer Sicht wird diese Segmentierung durch die Lage der Gelenke festgelegt. Ein Körpersegment (Bild 12 links) ist demnach als der Abschnitt zwischen zwei Gelenken oder zwischen einem Gelenk und einem freien Körperende definiert [195]. Im Kern des Segments befindet sich mindestens ein stabilisierender Knochen, der von Weichteilgewebe (Muskel-, Fett- und Bindegewebe) umgeben ist. Da Knochen unter physiologischer Belastung nur sehr geringen elastischen Verformungen unterliegen [75], schein es in erster Näherung gerechtfertigt, das Körpersegment als ideal starr zu betrachten. Ausschlaggebend für das mechanische Verhalten des entsprechenden Ersatzstarrkörpers (Bild 12 rechts) sind dessen Masseneigenschaften. Diese sind durch die Parameter Gesamtmasse m , den Ort des Schwerpunkts \vec{s} im körperfesten Koordinatensystem sowie den Trägheitstensors \mathbf{I} spezifiziert. Als Referenz zur späteren Definition von Gelenkverbindungen ist am Ort jeder Gelenkfläche jeweils ein weiteres lokales Koordinatensystem (Gelenkreferenz) vorzusehen.

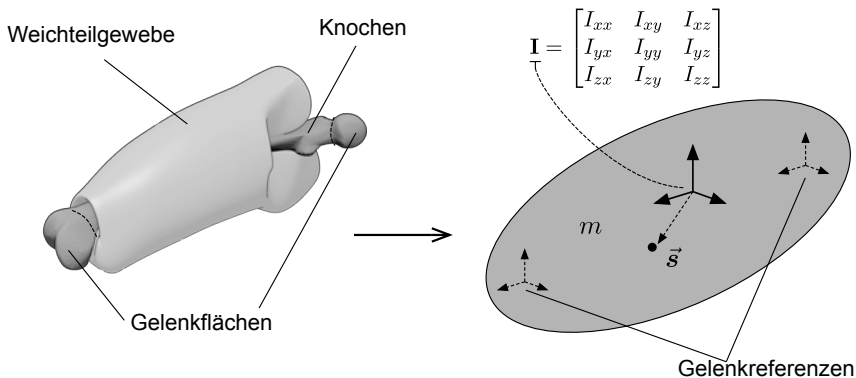


Bild 12: Körpersegment (links) und Ersatzstarrkörper (rechts)

Der Ansatz, ein Körpersegment durch ein einzelnen Starrkörper abzubilden, vernachlässigt, dass sich das Weichteilgewebe aufgrund seiner Elastizität, besonders bei hochdynamischer Anregung, gegenüber dem Knochen bewegen kann [93]. In Mehrkörpermodellen kann dieser Effekt Berücksichtigung

finden, indem ein Teil der Segmentmasse als „Schwammelmasse“ in einen zusätzlichen Starrkörper verlagert wird, der mit dem eigentlichen Segmentstarrkörper viskoelastisch (z.B. mittels Federn und Dämpfern) gekoppelt ist [84].

Da die Masseneigenschaften der Körpersegmente von anthropometrischen Faktoren wie Größe, Alter und Geschlecht abhängig sind, bedarf es Methoden, um diese Werte für einzelne Individuen zu erheben [112]. Bereits im 19. Jahrhundert wurden zu diesem Zweck Kadaverstudien durchgeführt [97, 136, 34]. Da hierbei jedoch zumeist Leichen älterer oder kranker Menschen untersucht wurden, sind die ermittelten Werte kaum für eine ganze Population repräsentativ. Heute stehen leistungsfähigere Bestimmungsmethoden zur Verfügung, die mit geringerem Aufwand und auch an lebenden Personen angewandt werden können. Das einfachste Verfahren ist die analytische Berechnung der Masseneigenschaften anhand von geometrischen Ersatzmodellen [98, 111, 239]. Exemplarisch soll hier das Modell nach HANAVAN [96] (Bild 13) genannt werden. Hierbei wird der Bewegungsapparat abweichend von der anatomischen Definition in 15 Segmente unterteilt, die durch geometrische Primitive approximiert werden. Unter der Annahme einer homogenen Segmentdichte reduziert sich die Bestimmung der Masseneigenschaften auf eine Erhebung der geometrischen Parameter (Segmentlängen, Umfangsmaße) der Primitive. Da der Körper hauptsächlich aus Wasser besteht, kann näherungsweise eine Segmentdichte von $\rho = 1$ angenommen werden. Eine genauere Ermittlung der Körperzusammensetzung

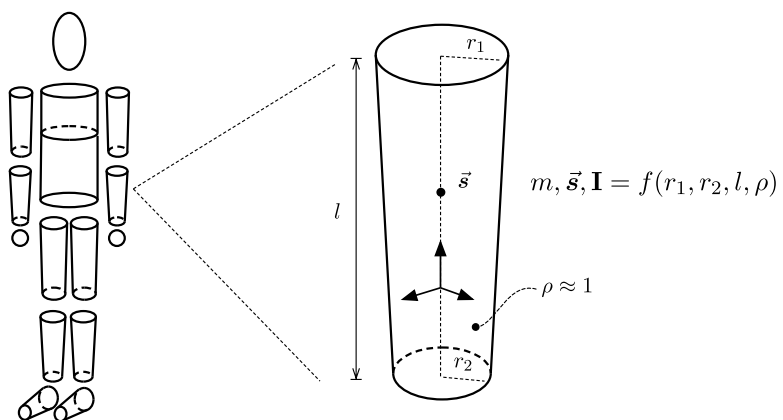


Bild 13: Modell zur Bestimmung der Segmentmasseneigenschaften nach HANAVAN [96]

und damit der segmentspezifischen Dichte ist anhand der bioelektrischen Impedanzanalyse möglich. Das Messprinzip basiert darauf, dass die verschiedenen Gewebearten jeweils charakteristische elektrische Leitfähigkeiten besitzen [129]. Am genauesten ist jedoch die Segmentmassenbestimmung mit Hilfe von bildgebenden Verfahren wie der Computertomografie (CT) oder der Magnetresonanztomografie (MRT). In beiden Fällen lässt sich eine 3D-Rekonstruktion des menschlichen Körpers in Form von Voxeldaten erzeugen, deren Grauwerte mit einer bestimmten Gewebeart korrelieren. Eine entsprechende Kalibrierung vorausgesetzt, kann somit auf die Dichteverteilung im Körpersegment geschlossen werden [167, 166].

Gelenke

Aufgabe der Gelenke (*Diarthrosen*) ist, die knöchernen Strukturen des Skeletts beweglich miteinander zu verbinden und Kräfte zwischen diesen zu übertragen. Daneben existieren auch kontinuierliche Knochenverbindung (*Synarthrosen*), die jedoch keine größeren Relativbewegungen ermöglichen und daher im Folgenden nicht betrachtet werden. Bild 14 zeigt den schematischen Aufbau eines Gelenks, wobei nicht alle dargestellten anatomischen Strukturen an jedem Gelenk des Körper vorkommen. Das Gelenk wird durch mindestens zwei, durch einen Gelenkspalt getrennte, artikulierende Gelenkflächen gebildet, die jeweils zu verschiedenen Knochen gehören. Die Gelenkflächen sind aus tribologischen Gründen von Gelenkknorpel bedeckt, der durch die Gelenkflüssigkeit (*Synovia*) geschmiert, eine sehr niedrige Gelenkreibung ermöglicht. Die Gelenkhöhle ist durch die Gelenkkapsel, eine Hülle aus straffem Bindegewebe, von der Umgebung abgegrenzt. Neben der Abschirmung des Gelenks dient die Kapsel der mechanischen Stabilisierung, wobei sie an vielen Gelenken durch Bänder unterstützt wird. Innerhalb der Gelenkhöhle können Zwischenkörper aus Knorpel vorkommen. Diese Ringe (*menisci*) oder Scheiben (*disci*) liegen verschiebbar im Gelenkspalt und dienen dazu, Inkongruenzen der Gelenkflächen auszugleichen. [195]

Die durch das Gelenk zwischen den angrenzenden Knochen übertragenen Kräfte werden als Gelenkreaktionen bezeichnet (Bild 15). Die normal zu den Gelenkflächen wirkende Kraftkomponente $\vec{F}_{r,n}$ bewirkt eine Druckbeanspruchung des Knorpels, die bei häufiger Überbeanspruchung zu dessen Schädigung führen kann. Die Scherkomponente $\vec{F}_{r,s}$ wird je nach Form der Gelenkflächen durch die Kapsel bzw. die Bänder aufgenommen. [162]

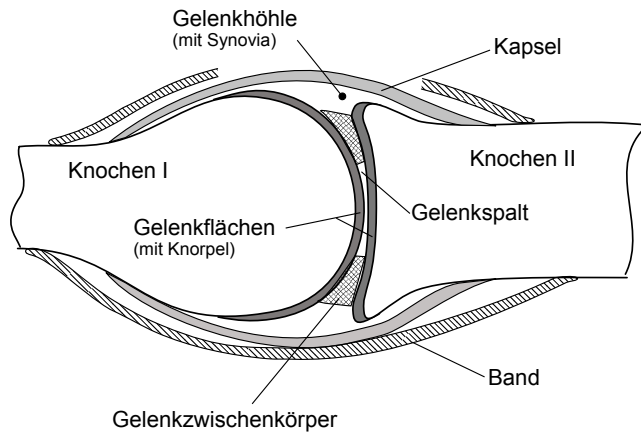


Bild 14: Schematischer Aufbau eines biologischen Gelenks (Diarthrose) nach [195]

Die kinematischen Eigenschaften eines Gelenks umfassen die Anzahl seiner Freiheitsgrade, die Ausrichtung der zugeordneten Bewegungsachsen sowie den Bewegungsumfang entlang jeder Achse. Diese werden zu einem großen Teil durch die Form der miteinander artikulierenden Gelenkflächen bestimmt. Unter diesem Aspekt lassen sich am menschlichen Körper sieben elementare Gelenktypen unterscheiden, die in Bild 16 dargestellt sind. Bei Scharniergelenken ist der Formschluss (Knochenführung) ausreichend exakt, um eine stabile Ausrichtung der Bewegungsachse zu ermöglichen.

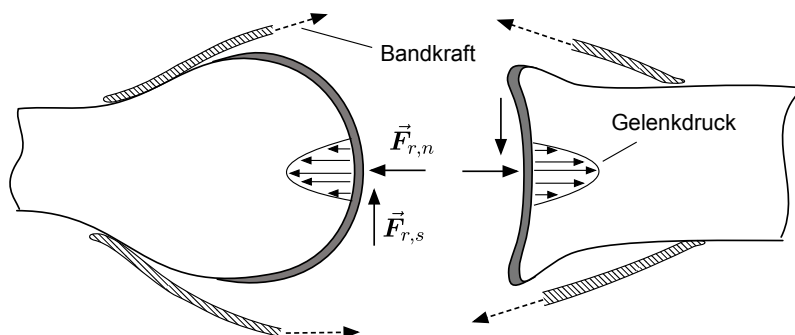


Bild 15: Zur mechanischen Beanspruchung der Gelenkstrukturen: Die Normalkraft $\vec{F}_{r,n}$ bewirkt eine Druckbeanspruchung des Knorpels, während die Scherkraft $\vec{F}_{r,s}$ in der Hauptsache durch Bänder und Kapsel aufgenommen wird.

Im Unterschied zu technischen Gelenken spielt bei den meisten biologischen Gelenken aber die kraftschlüssige Führung eine größere Rolle. Diese kann passiv durch Bänder (Bandführung) oder aktiv durch die Muskulatur (Muskelführung) gewährleistet sein [242]. Die Bewegungsachsen können daher ortsveränderlich sein, was am Beispiel des bandgeführten Kniegelenks (Bild 17 links) deutlich wird. Wird das Knie aus der gestreckten Stellung heraus gebeugt, rollen die beiden *Femurkondylen* zunächst auf dem *Tibia-plateau* ab, wobei der Rollradius aufgrund der elliptischen Kondylenkontur nicht konstant ist. Mit zunehmender Beugung verhindern die nun stark gespannten Kreuzbänder ein weiteres Abrollen, sodass die Bewegung in ein Gleiten übergeht. Die Achse der von außen erkennbaren Rotation bewegt sich dabei auf einer Evolute [162]. Der Bewegungsumfang eines Gelenks entlang eines Freiheitsgrades wird durch Winkel in Bezug auf die Neutral-Null-Stellung (Bild 17 rechts) angegeben. Begrenzend wirken hierbei die Spannung in Kapsel und Bändern, Fortsätze an den Knochen, das umliegende Weichteilgewebe aber auch die Dehnbarkeit der Muskulatur [242].

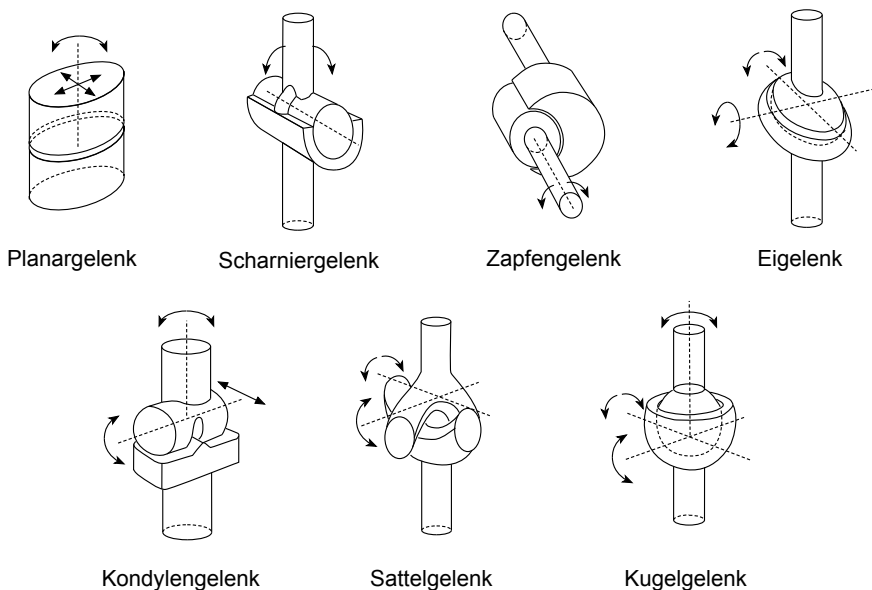


Bild 16: Elementare Gelenktypen am menschlichen Körper nach [242]

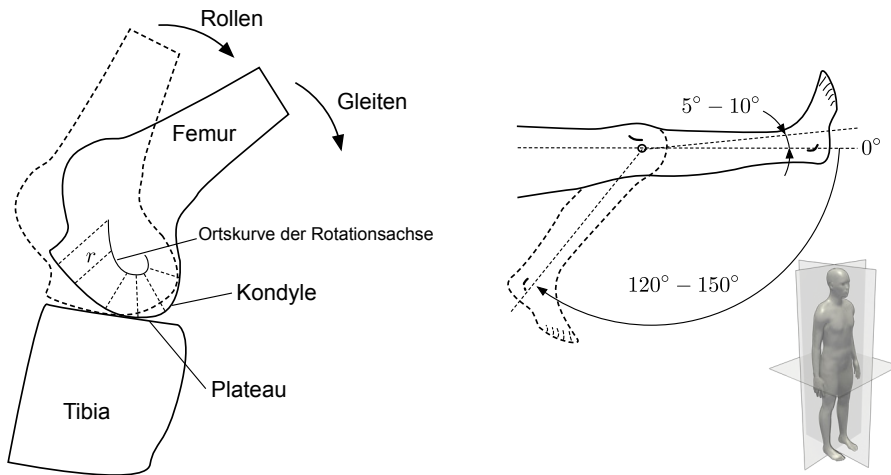


Bild 17: Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenks (links) und Angabe des Bewegungsumfangs (rechts) nach [242]

In muskuloskelettalen Mehrkörpersystemen werden Gelenke in der Regel als kinematische Bindungen aufgefasst, die je nach Art der MKS-Parametrisierung durch kinematische Zwangsbedingungen oder parametrische Transformationen auszudrücken sind. Dies soll am Beispiel eines Kugelgelenks erläutert werden, welches die in Bild 18 dargestellten Körpersegmente miteinander verbindet. Der Ort des Drehzentrums wird in beiden Starrkörpern durch je eine Gelenkreferenz (Hilfskoordinatensystem, vgl. auch Bild 12) spezifiziert, dessen Lage in Bezug auf das Starrkörperkoordinatensystem angegeben ist. Da das Kugelgelenk nur die translatorischen Relativbewegungen der Starrkörper unterbindet, kann es durch eine kinematische Zwangsbedingung ersetzt werden, welche fordert, dass die Ursprünge \vec{o}_1 , \vec{o}_2 der Gelenkreferenzen zusammenfallen:

$$c(\vec{q}_1, \vec{q}_2) = |\vec{o}_1^I(\vec{q}_1) - \vec{o}_2^I(\vec{q}_2)| = 0 \quad (2)$$

Hierin sind $\vec{o}_1^I(\vec{q}_1)$ und $\vec{o}_2^I(\vec{q}_2)$ in das Inertialsystem überführte Ortsvektoren, sodass die Zwangsbedingung eine implizite Abhängigkeit zwischen den redundanten Lagekoordinaten \vec{q}_1 bzw. \vec{q}_2 der Starrkörper herstellt. Erfolgt die kinematische Parametrisierung des MKS in Relativkoordinaten, ist das Kugelgelenk durch eine parametrische Transformation $\mathbf{T}(q_\phi, q_\psi, q_\theta)$ abzubilden, welche eine Verdrehung der beiden Gelenkreferenzen anhand der drei Euler-Winkel q_ϕ , q_ψ und q_θ beschreibt.

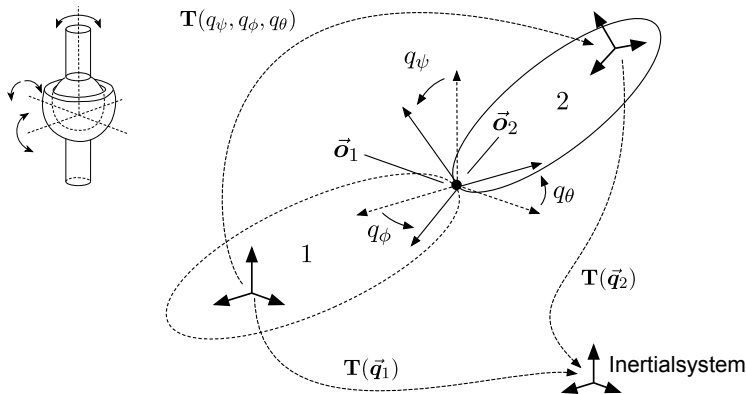


Bild 18: Darstellung eines Kugelgelenks als kinematische Bindung

Um auch komplexere Relativbewegungen wie die des Kniegelenks als kinematische Bindung darstellen zu können, wurde von SETH ET AL. [200] eine Methode entwickelt, bei der mehrere Parameter einer Transformation durch Spline-Funktionen miteinander gekoppelt sind.

Ein gänzlich anderer Ansatz zur Modellierung biologischer Gelenke beruht auf der Berücksichtigung der physikalischen Interaktion der Gelenkstrukturen. So entwickelten SCHMITZ UND PIOVESAN [192] ein Mehrkörpermodell des Kniegelenks, bei dem der mechanische Kontakt zwischen den Gelenkflächen durch ein entsprechendes Kraftmodell und die Führungsaufgabe der Bänder durch Federn dargestellt wurden. Eine Mischform aus kinematischer und physikalischer Modellbildung geht auf ANDERSEN ET AL. [6] zurück. Hierbei wird das Gelenk prinzipiell als kinematische Bindung aufgefasst, die jedoch kraftabhängige Parameter enthält. Während der Simulation erfordert dies eine iterative Aktualisierung der Gelenkkinematik in Abhängigkeit der wirkenden Kräfte, wodurch der Berechnungsaufwand ansteigt.

Muskulatur

Die willkürlich kontrollierbare Skelettmuskulatur dient der Bewegung und Stabilisierung des Skeletts. Muskeln bestehen aus parallel angeordneten Zellen, die vom Zentralnervensystem (ZNS) zur Kontraktion angeregt werden können (Bild 19 links). Die Muskelzellen (auch Muskelfasern) münden zu beiden Seiten in Sehnen aus Bindegewebsfasern. Bei vielen Muskeln

treffen die Muskelfasern unter einem Winkel $\delta > 0^\circ$ (Fiederungswinkel) auf die Sehne, sodass die Kontraktionsrichtung der Zelle nicht mit der Wirklinie der durch die Sehnen übertragenen Muskelkraft \vec{F}_m übereinstimmt. Muskelkontraktionen, die ohne eine makroskopische Längenänderung der Muskel-Sehnen-Einheit erfolgen, werden als *isometrisch* bezeichnet. Die Kontraktion heißt hingegen *isotonisch*, falls die über die Sehne übertragene Kraft während der Längenänderung konstant bleibt. Der Muskel ist über seine Sehnenenden meist direkt am Knochen, in wenigen Fällen jedoch auch am Bindegewebe (*Faszie*) anderer Muskeln angeheftet. Die Anheftungsstelle, welche näher am Körperzentrum liegt, wird Ursprung, die andere Ansatz genannt. Durch den Verlauf des Muskels zwischen Ursprung und Ansatz (Bild 19 rechts) wird die Wirklinie der Muskelkraft definiert. Der senkrechte Abstand der Wirklinie zu einer Gelenkachse wird als Momentenarm r bezeichnet. Da die Wirklinie über dem Bewegungsumfang des Gelenks variiert, ist der Momentenarm, und damit die Drehmomentwirkung der Muskelkraft bzgl. der Gelenkachse von der Gelenkstellung q abhängig. [195]

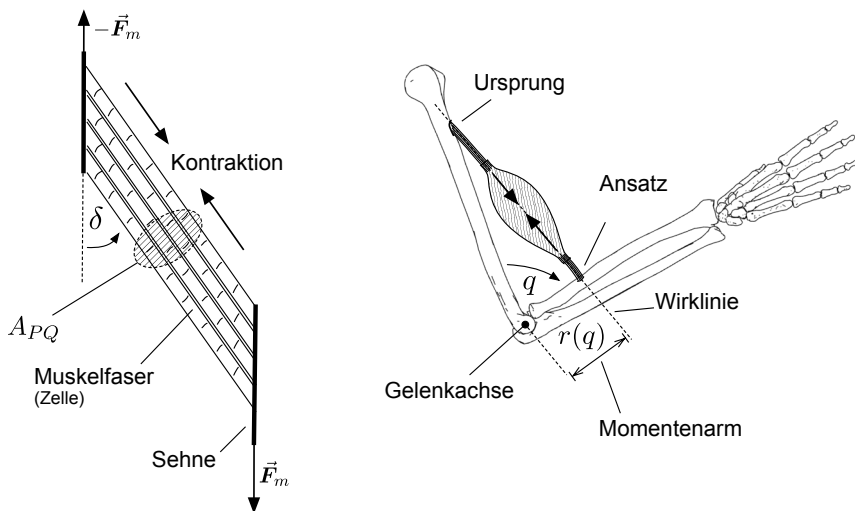


Bild 19: Zur Muskelarchitektur: Bündel aus kontraktiven Muskelfasern münden zu beiden Seiten in Sehnen, welche die Muskelkraft auf die Knochen übertragen. Der physiologische Muskelquerschnitt A_{PQ} ist ein anatomisches Maß für die maximale Kraftentfaltung eines Muskels (links). Die mechanische Wirkung der Muskelkraft auf das Skelett wird durch den geometrischen Verlauf des Muskels zwischen Ursprung und Ansatz bestimmt (rechts).

Die Funktionsweise (Physiologie) einer kontraktilen Muskelfaser (Bild 20) kann anhand der Gleitfilamenttheorie nach HUXLEY [104] erklärt werden. Eine Muskelfaser besteht aus mehreren *Myofibrillen*, die ihrerseits in eine Vielzahl von Längsabschnitten (*Sarkomere*) gegliedert sind. Das Sarkomer ist die kleinste Funktionseinheit eines Muskels. Es enthält zwei Arten von Proteinstrukturen, die als *Myofilamente* bezeichnet werden und sich gegenseitig überlappen. Die Myofilamente *Aktin* und *Myosin* haben die Eigenschaft, sich bei Anwesenheit von Calciumionen (Ca^{2+}) unter Energieverbrauch ineinander zu schieben, wodurch eine Kontraktion des Sarkomers um eine bestimmte Länge bewirkt wird. Das Zentralnervensystem (ZNS) kontrolliert diesen Mechanismus über die Ausschüttung von Calciumionen. Trifft ein Nervenimpuls über das *Axon* ein, wird das elektrische Potential der Muskelzellmembran kurzzeitig angehoben. Hierdurch kann Ca^{2+} in das Zellinnere diffundieren, wodurch die Kontraktion des Sarkomers initiiert wird. Da die Calciumionen sofort wieder umgebaut werden, dauert diese elementare Kontraktion nur ca. 150 ms an. Ein Axon dockt mit seinen Verzweigungen an mehreren Muskelfasern an, die gleichzeitig den Nervenimpuls empfangen und daher eine motorische Einheit bilden. Die makroskopische Stärke der Kontraktion und damit die Kraftentfaltung des Muskels kann somit auf zweierlei Weise geregelt werden: Über die Anzahl der gleichzeitig aktivierten motorischen Einheiten und über die Frequenz der eintreffenden Nervenimpulse. Mit zunehmender Feuerfrequenz des Axons steigt die Gesamtkontraktion einer Muskelfaser bis zu einem Sättigungswert, was auf die stochastische Kombination elementarer Kontraktionsvorgänge in den verschiedenen Sarkomeren zurückzuführen ist. [162]

Der Anstieg des elektrischen Potentials der Muskelzellmembran ist über an der Hautoberfläche oder im Muskel angebrachte Elektroden als Elektromyogramm (EMG) messbar. Da hierbei ein örtlicher Mittelwert über sehr viele motorische Einheiten erfasst wird, ist die Amplitude des tiefpassgefilterten EMG-Signals proportional zur Kraftentfaltung des Muskels [101]. Eine sinnvolle Interpretationsmöglichkeit ergibt sich, wenn die Amplitude des EMG-Signals auf dasjenige Potential normiert wird, welches bei der maximalen willkürlich steuerbaren Kontraktion des betreffenden Muskels anliegt [134]. Das Signal kann dann als Muskelaktivität $\alpha \in [0 \dots 1]$ aufgefasst werden, welche die prozentuale Ausschöpfung der möglichen Kraftentfaltung angibt. Bei isometrischer oder sehr langsamer Kontraktion besteht

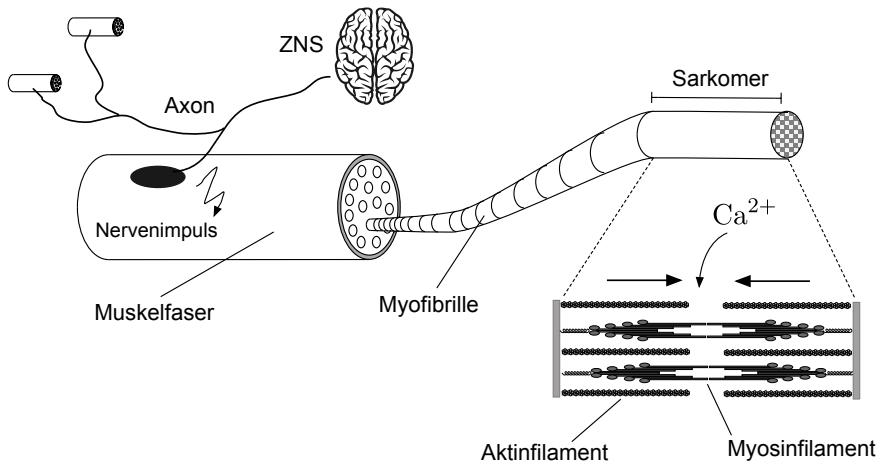


Bild 20: Zur Muskelphysiologie nach [162]: Ein vom Zentralnervensystem (ZNS) kommender elektrischer Impuls setzt eine biochemische Reaktion in Gang, die eine temporäre Verkürzung eines Sarkomers bewirkt. Ein einzelner Nervenimpuls erreicht stets mehrere Muskelfasern zugleich, welche eine motorische Einheit bilden.

zudem ein annähernd linearer Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und Muskelkraft [19]:

$$F_m = \alpha \cdot F_{m,max} \quad (3)$$

Hierin ist $F_{m,max}$ der Betrag der bei isometrischer Kontraktion maximal willkürlich erzeugbaren Kraft.

Die Abbildung von Muskeln in Mehrkörpermodellen des Bewegungsapparates erfordert mathematische Modellansätze zur Beschreibung von Wirklinie und Betrag der Muskelkraft. Schon im 19. Jahrhundert wurde erkannt, dass der Betrag der Muskelkraft die Summe aus aktiven, durch elektrische Stimulation der Muskelzelle hervorgerufenen, und elastischen (passiven) Bestandteilen ist [18]. Ein phänomenologisches Muskelkraftmodell geht auf HILL [100] zurück, der das mechanische Verhalten der Muskel-Sehnen-Einheit durch die in Bild 21 (rechts) dargestellte Anordnung aus einfachen Kräftelementen beschrieb. Das kontraktile Element (KE) repräsentiert den aktiven, über das ZNS kontrollierbaren Kraftanteil, während die beiden elastischen Elemente PE und SE den passiven Teil der Muskelkraft verkörpern, welcher auf die Dehnung des Gewebes zurückzuführen ist. Dabei ist die parallel zum kontraktile Element angeordnete Elastizität (PE) den

Eigenschaften des muskulären Bindegewebes und die serielle Elastizität (SE) denen der Sehnen zugeordnet. Aufgrund ihres ausgewogenen Verhältnisses aus Einfachheit und Wirklichkeitstreue hat sich diese Modellvorstellung im Bereich der muskuloskelettalen Simulation allgemein durchgesetzt [235]. Sie bildet die Grundlage für diverse Weiterentwicklungen, die als HILL'sche Muskelkraftmodelle bezeichnet werden [98, 209, 154, 95]. Besonders hervorzuheben ist das wegweisende Modell von ZAJAC [240]. Es zeichnet sich durch eine genauere Beschreibung des kontraktile (aktiven) Kraftanteils F_{KE} aus, welcher als Funktion der Muskelaktivität α , der Muskelfaserlänge l sowie der Kontraktionsgeschwindigkeit \dot{l} formuliert wird (Bild 21 rechts). Bei konstanter Muskelaktivität sinkt demnach die aktive Kraft mit steigender Kontraktionsgeschwindigkeit. Zudem existiert eine optimale Faserlänge l_{opt} , bei der die Muskelzelle das größte Kraftentfaltungspotential aufweist [162]. Das Modell berücksichtigt ferner durch eine Aktivierungsdynamik, dass die biochemischen Prozesse zwischen Eintreffen eines Nervenimpulses und der vollen Muskelkontraktion Zeit benötigen.

Ein HILL'sches Muskelkraftmodell kann vereinfacht als eine Übertragungsfunktion aufgefasst werden, die einen Muskelaktivitätswert, ggf. in Abhängigkeit weiterer Variablen, in einen Kraftbetrag umsetzt. Schon in seiner ursprünglichen Form bei HILL [100] tritt die maximale isometrische

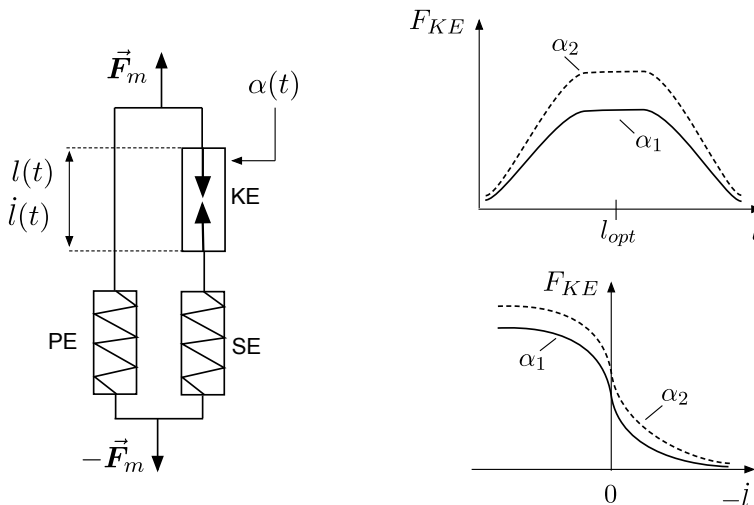


Bild 21: HILL'sches Muskelkraftmodell [100] (links) mit Kraft-Längen- sowie Kraft-Geschwindigkeits-Relation nach [240] (rechts)

Kraft $F_{m,max}$ als Skalierungsparameter in Erscheinung, um die individuelle Stärke eines Muskels zu spezifizieren (Gleichung (3)). Bei der Entwicklung eines muskuloskelettalen Menschmodells, welches die anthropometrischen und physiologischen Eigenschaften eines bestimmten Individuums repräsentieren soll, besteht in der Praxis das Problem, dass die Maximalkraft eines Muskels nicht direkt messbar ist. Körperkräfte des Menschen werden daher in Form von Aktionskräften oder Gelenkdrehmomenten angegeben, welche mit speziellen Versuchsanordnungen ermittelt werden [206, 7, 42]. Obwohl sich diese Werte immer auf das Zusammenwirken mehrere Muskeln beziehen, sind Rückschlüsse auf einzelne Maximalkräfte möglich, sofern Annahmen über die Kraftaufteilung innerhalb einer Muskelgruppen getroffen werden können [153]. Eine andere Möglichkeit zur Abschätzung von $F_{m,max}$ beruht auf der Bestimmung des physiologischen Muskelquerschnitts A_{PQ} (vgl. Bild 19), welcher linear mit der maximalen Kraftentfaltung des Muskels korreliert [162]. Die Messung von Muskelquerschnitten kann im Rahmen von Kadaverstudien [116] oder auch mit Hilfe bildgebender Verfahren [76] erfolgen. Die Proportionalitätskonstante zwischen Querschnittsfläche und maximaler isometrischer Muskelkraft ist für jeden Muskel des Körpers spezifisch zu bestimmen und wird in der Literatur mit Werten zwischen 0.4 N mm^{-2} und 1 N mm^{-2} angegeben [40].

Im Unterschied zur Modellierung des Kraftbetrags ist die Berechnung der Wirklinie einer Muskelkraft ein rein geometrisches Problem. Es wird ein mathematisches Verfahren benötigt, das abhängig von der Stellung der Körpergelenke den anatomisch korrekten Verlauf der Muskel-Sehnen-Einheit zwischen Ursprung und Ansatz liefert. Der Muskelpfad (Bild 22) kann beispielsweise als Raumkurve modelliert werden, deren Stützpunkte relativ zu den Körpersegmenten angegeben sind. Wrapping-Verfahren [193] gewährleisten beim Überspannen von Gelenken den stetigen Verlauf des Muskelpfades. Dabei wird der Pfad um geometrische Primitive gewickelt, welche das in der Realität stabilisierend wirkende Bindegewebe ersetzen.

Mit der messbaren Muskelaktivität α liegt bereits eine sehr aussagekräftige Kenngröße für den Beanspruchungszustand eines Muskels vor. Aus der Umstellung von Gleichung (3) folgt, dass die Muskelaktivität das Ausmaß angibt, in dem der Muskel seine maximale Kraftentfaltung ausschöpft:

$$\alpha = \frac{F_m}{F_{m,max}} \quad (4)$$

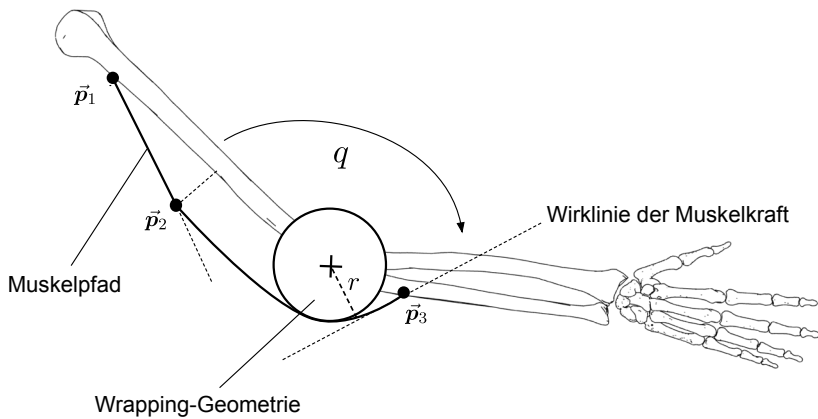


Bild 22: Die Wirklinie der Muskelkraft an Ursprung und Ansatz ergibt sich aus dem räumlichen Muskelpfad, welcher über Stützpunkte und mit Hilfe von geometrischen Wrapping-Verfahren in Abhängigkeit der Gelenkstellungen berechnet wird.

Wird berücksichtigt, dass sich $F_{m,max}$ proportional zur physiologischen Muskelquerschnittsfläche A_{PQ} verhält, kann der Muskelaktivität zudem der Charakter einer mechanischen Spannung zugeschrieben werden [162]. Es wurde experimentell nachgewiesen, dass α mit dem Auftreten muskulärer Ermüdungseffekte korreliert [62]. Ein darauf aufbauendes quantitatives Modell zur Simulation von Ermüdungs- und Erholungseffekten wird in [135] vorgeschlagen. Darüber hinaus besteht aber auch ein Interesse am Metabolismus (Energiestoffwechsel) eines Muskels. Dabei ist zu beachten, dass auch bei isometrischer Kontraktion Energie verbraucht wird, obwohl der Muskel hier keine mechanische Arbeit am Skelett verrichtet. Zur Berechnung dieser metabolischen Energieraten existieren mathematische Modelle, die auf den Zustandsgrößen eines HILL'schen Muskelkraftmodells aufsetzen [212].

Je nach Fragestellung wird in Mehrkörpermodellen des Bewegungsapparates bisweilen gänzlich auf die Darstellung der Muskulatur verzichtet. Stattdessen erfolgt die Aktuierung des Skeletts über Drehmomente, welche direkt entlang der Freiheitsgrade der Gelenke wirken [183]. Die Drehmomentwerte werden dabei in Abhängigkeit eines Aktivitätsniveaus beschrieben, das analog zur Muskelaktivität als Quotient des Drehmoments und eines mit der Gelenkstellung q variierenden Maximalwerts definiert ist [7]:

$$\alpha = \frac{\tau}{\tau_{max}(q)} \quad (5)$$

2.4.3 Experimentelle Analyse

Ein klassischer Anwendungsfall muskuloskelettaler Mehrkörpersysteme ist das Studium menschlicher Bewegungen auf Grundlage von experimentell ermittelten Daten. Hierzu sind Verfahren der Bewegungserfassung sowie die invers- und vorwärtsdynamische Analyse relevant.

Bewegungserfassung

Unter Bewegungserfassung (*motion capture*) versteht man die Aufzeichnung menschlicher Bewegungen in einer informationstechnisch verarbeitbaren Form. Oft ist dies mit dem Ziel verbunden, die aufgenommene Bewegung zur Analyse oder Visualisierung auf ein Menschmodell zu übertragen [107]. Die Aufgabe besteht also darin, die Zeitverläufe der MKS-Koordinaten $\vec{q}(t)$ durch die Beobachtung einer realen Testperson zu ermitteln. Zur Aufzeichnung von menschlichen Bewegungen sind unterschiedliche Verfahren bekannt. Elektromechanische Messsysteme greifen die Gelenkwinkelstellungen direkt am Körper der Testperson ab, die dazu einen speziellen Anzug (Exoskelett) trägt, dessen Bewegungsachsen mit Drehwinkelgebern (z.B. Potentiometer) ausgestattet sind. Inertiale Bewegungserfassungssysteme nutzen Beschleunigungssensoren, die auf den Körpersegmenten der Person angebracht sind, um deren Position und Orientierung im Raum zu ermitteln [107]. Bei optischen Verfahren wird die Bewegungsinformation mittels Bildverarbeitung aus Videodaten extrahiert. Man unterscheidet hierbei markenbasierte und markenlose Varianten. Während markenlose Verfahren die Stellung von Gelenken durch Erkennen des Körperumrisses identifizieren [151, 38], werden bei der markenbasierten Variante bekannte Muster verfolgt, die am Körper angebracht sein müssen. Mit Blick auf ihre hohe Verbreitung soll die markenbasierte Bewegungserfassung im Folgenden genauer behandelt werden.

Bild 23 (links) zeigt eine Person, deren Bewegung von einem Multikamerasystem aufgezeichnet wird. Am Körper der Person sind reflektierende Objekte angebracht, die als Kameramarke bezeichnet werden. Wird eine Marke gleichzeitig von mindestens zwei Kameras aus verschiedenen Perspektiven erfasst, kann aus den Bildinformationen zum Zeitpunkt t ihre aktuelle Raumposition $\hat{\vec{p}}_i(t)$ errechnet werden [148]. Am Menschmodell (Bild 23 rechts) ist jeder Kameramarke an der entsprechenden Körperstelle eine Modellmarke zugeordnet, deren Raumposition $\vec{p}_i(\vec{q}(t))$ von den Koordinaten $\vec{q}(t)$ des

MKS abhängt. Um die erfasste Bewegung auf das Menschmodell zu übertragen, sind die Koordinaten $\vec{q}(t)$ zu jedem Zeitpunkt t so zu bestimmen, dass der Abstand zwischen den gemessenen Positionen der Kameramarke $\hat{\vec{p}}_i(t)$ und den korrespondierenden Modellmarken $\vec{p}_i(\vec{q}(t))$ im Mittel minimal ist. Die Koordinaten sind demnach die Lösung des folgenden mathematischen Optimierungsproblems, wobei mögliche kinematische Zwangsbedingungen $\vec{c}(\vec{q}(t))$ (vgl. Abschnitt 2.4.1) und Wertegrenzen $\vec{q}_{min}, \vec{q}_{max}$ (Bewegungsumfang der Gelenke) zu berücksichtigen sind [28]:

$$\min_{\vec{q}(t)} \quad \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N |\hat{\vec{p}}_i(t) - \vec{p}_i(t)| \quad (6a)$$

$$\text{u.d.Nb.} \quad \vec{q}_{min} \leq \vec{q}(t) \leq \vec{q}_{max} \quad (6b)$$

$$\vec{c}(\vec{q}(t)) = \vec{0} \quad (6c)$$

Durch Approximation von $\vec{q}(t)$ mit mindestens zweifach differenzierbaren Spline-Funktionen [23] können anschließend auch die generalisierten Geschwindigkeiten $\dot{\vec{q}}(t)$ und Beschleunigungen $\ddot{\vec{q}}(t)$ ermittelt werden, sodass der kinematische Zustand des MKS vollständig erfasst ist.

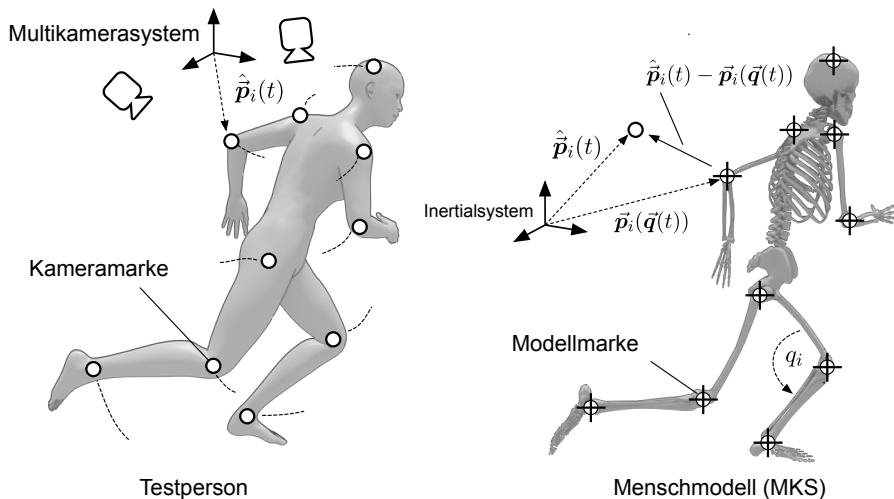


Bild 23: Prinzip der markenbasierten optischen Bewegungserfassung

Inversdynamische Analyse

Im Rahmen der inversdynamischen Analyse wird die kinematische Zustandstrajektorie $[\vec{q}(t), \dot{\vec{q}}(t), \ddot{\vec{q}}(t)]^T$ des MKS als gegeben vorausgesetzt. Der Analyse geht daher in der Regel eine Bewegungserfassung voraus. Zu ermitteln sind unbekannte Kräfte und Momente, welche mit der vorliegenden Kinematik gemäß den Bewegungsgleichungen in Einklang stehen. Als gegeben gelten dabei auch solche Kräfte, die sich unmittelbar aus kinematischen Größen ableiten lassen (z.B. Feder-, Dämpfungs- und Massenkkräfte) [78]. Das Interesse liegt vor allem bei den für menschliche Bewegungen ursächlichen Muskelkräften, also der vom Zentralnervensystem koordinierten Aktuierung des Bewegungsapparates. Aufgrund der feststehenden Kinematik degenerieren die Bewegungsgleichungen (1a) in jedem betrachteten Zeitschritt zu einem linearen Gleichungssystem, welches im Raum der MKS-Koordinaten ein Kräftegleichgewicht zwischen der muskulären Aktuierung und allen bekannten Kräften zum Ausdruck bringt:

$$\mathbf{R}(\vec{q}(t)) \cdot \vec{F}_m(t) = \sum \vec{Q}(\vec{q}(t), \dot{\vec{q}}(t), \ddot{\vec{q}}(t)) \quad (7)$$

Hierin ist $\mathbf{R}(\vec{q}(t))$ eine Matrix, welche die Muskelkräfte auf die MKS-Koordinaten projiziert. Falls die Koordinaten direkt den anatomischen Bewegungsachsen zuordenbar sind, kann \mathbf{R} aus den Momentenarmen der einzelnen Muskeln gebildet werden. Der Vektor \vec{Q} repräsentiert die generalisierte Wirkung der bekannten Kräfte. Aufgrund der dynamischen Unbestimmtheit des Bewegungsapparates, kann das Gleichungssystem nicht eindeutig nach den unbekanntenen Muskelkräften $\vec{F}_m(t)$ aufgelöst werden. Da Muskeln nur Zugkräfte generieren, muss jeder Bewegungsfreiheitsgrad des Skeletts von mindestens zwei Muskeln aktuiert werden. Der für eine bestimmte Bewegungsrichtung verantwortliche Muskel wird *Agonist*, sein Gegenspieler *Antagonist* genannt. Fast immer sind unterstützend noch weitere Muskeln an einer Bewegung beteiligt, die als *Synergisten* bezeichnet werden (Bild 24 links). Darüber hinaus überspannen einige Muskeln mehrere Gelenke und aktuieren somit gleichzeitig mehrere Freiheitsgrade (Bild 24 rechts). Daraus folgt, dass ein bestimmter Drehmomentbedarf entlang eines Freiheitsgrades durch eine unendliche Anzahl an muskulären Aktivierungsmustern befriedigt werden kann [187].

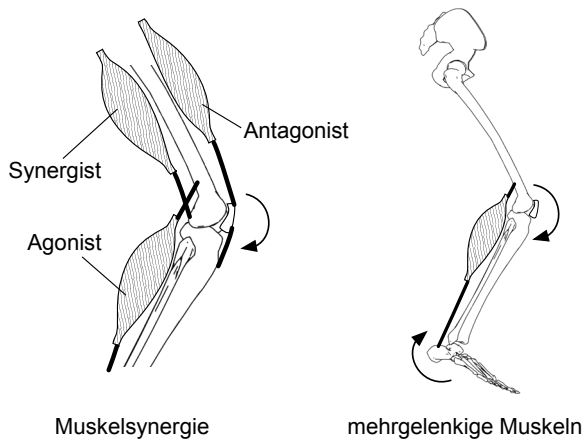


Bild 24: Ursachen der dynamischen Unbestimmtheit des Bewegungsapparates: Jedes Gelenk wird von mehreren Muskeln aktuiert (links). Einige Muskeln wirken zudem auf mehrere Gelenke gleichzeitig (rechts).

In der Literatur sind zwei Strategien zu finden, um der dynamische Unbestimmtheit des Bewegungsapparates zu begegnen. Ein Ansatz besteht darin, das Gleichungssystem in eine eindeutig lösbare Form zu transformieren, indem feststehende Aktivitätsverhältnisse zwischen bestimmten Muskelgruppen angenommen werden [170]. Die zweite Lösungsstrategie beruht auf der Theorie, dass die Prinzipien der menschlichen Bewegungssteuerung ein Ergebnis evolutionärer und ontogenetischer Optimierungsprozesse sind [106]. Demnach würde das Zentralnervensystem aus der Vielzahl an möglichen Aktivierungsmustern dasjenige wählen, welches ein bestimmtes Optimalitätskriterium erfüllt. Die Muskelkräfte werden folglich als Lösung eines Optimierungsproblems aufgefasst:

$$\min_{\vec{F}_m(t)} f(\vec{F}_m(t)) \quad (8a)$$

$$\text{u.d.Nb.} \quad \vec{0} \leq \vec{F}_m(t) \leq \vec{F}_{m,max} \quad (8b)$$

$$\mathbf{R}(\vec{q}(t)) \cdot \vec{F}_m(t) - \sum \vec{Q}(\vec{q}(t), \dot{\vec{q}}(t), \ddot{\vec{q}}(t)) = \vec{0} \quad (8c)$$

Das Gleichungssystem tritt hier in Form der Nebenbedingungen (8c) auf. Zusätzlich muss sichergestellt sein, dass die Muskelkräfte nur physiologisch sinnvolle Werte annehmen, was durch die Nebenbedingungen (8b) erzwungen wird. Die zu minimierende Zielfunktion $f(\vec{F}_m(t))$ drückt das vermutete Optimalitätskriterium der Muskelkoordination aus und bestimmt damit

wesentlich, welche Lösung gefunden wird. VAN BOLHUIS U. GIELEN [220] geben einen umfassenden Überblick zu verschiedenen Optimalitätskriterien, die seit den 1970er Jahren veröffentlicht wurden. Sehr verbreitet ist die Minimierung von Polynomen aus ggf. normierten Muskelkräften:

$$f(\vec{F}_m) = \sum_{i=1}^N \left(\frac{F_{m,i}}{w_i} \right)^p \quad (9)$$

Für $p = 1, w_i = 1$ (lineare Summe der Muskelkräfte) entspricht dies der Annahme, dass möglichst wenige Muskeln und bevorzugt die mit den größten Momentenarmen die Last tragen [199]. Muskelsynergien können hingegen nur mit Exponenten $p > 1$ dargestellt werden. Dabei gilt, dass das Ausmaß der Lastverteilung zwischen den Muskeln mit steigendem Exponent zunimmt [33]. Nach CROWNINSHIELD U. BRAND [40] ist eine Normierung der Muskelkräfte auf die Querschnittsfläche ($w_i = A_{PQ}$) des jeweiligen Muskels physiologisch besonders gut begründbar. In diesem Fall wird ein Minimum der mittleren Muskelspannung gesucht, was bei isometrischer Kontraktion oder näherungsweise bei langsamen Bewegungen, einer Minimierung der mittleren Muskelaktivität α gleichkommt. Die Annahme ist also, dass das ZNS eine ermüdungsoptimale Muskelkoordination anstrebt, indem stärkere Muskeln einen größeren Lastanteil als schwächere tragen [62]. Offenbar verfolgt das ZNS bei der Muskelkoordination jedoch noch andere Strategien. Beispielsweise spielt die Regelung der Gelenksteifigkeit (Impedanz) bei der Ausführung sehr genauer Bewegungen eine wichtige Rolle, was über Kokontraktion, also die gleichzeitige Aktivierung von Agonisten und Antagonisten erreicht wird [187]. Mit Zielfunktionen der Form (9) ist dies nicht darstellbar, da die zusätzliche Aktivierung eines eigentlich nicht benötigten Muskels den Funktionswert erhöhen würde [73, 174]. Ferner kommt den Muskeln an Gelenken mit schwacher Knochenführung eine wichtige Stabilisierungsfunktion zu. So ermittelten TRAINOR ET AL. [211] für die Kaumuskulatur, dass Optimalitätskriterien, die ausschließlich auf Muskelkräften basieren, zu keinen realistischen Aktivitätsmustern führen. Stattdessen wird eine Zielfunktion vorgeschlagen, welche die Richtungsstabilität der Reaktionskräfte im Kiefergelenk bewertet. Generell muss daher die Frage nach Validierungsmöglichkeiten für berechnete Muskelkräfte beantwortet werden. Aufgrund des bereits genannten Zusammenhangs zwischen dem Aktionspotential der Muskelzelle und der Muskelkraft besteht mit EMG-Messungen eine zumindest qualitative Validierungsmöglichkeit [19, 233]. Im Tierversuch wurde von DAVIS ET AL. [43] eine Absolutkraftmessung mit Hilfe von in

den Muskel implantierten Kraftaufnehmern durchgeführt. Indirekt kann auch durch Messung von Gelenkreaktionskräften auf die Größenordnung der das Gelenk aktuierenden Muskelkräfte geschlossen werden. Zu diesem Zweck entwickelten WESTERHOFF ET AL. [232] spezielle Endoprothesen mit integrierter Telemetrie.

Neben den Muskelkräften können auch Kontaktkräfte, die zwischen Mensch und Umgebung wirken, im Fokus der inversdynamischen Analyse sein. Im Bereich der Ganganalyse ist es üblich, die Kräfte des Fuß-Boden-Kontakts (Bodenreaktionskräfte) zusammen mit der Bewegung messtechnisch zu erfassen [15]. Werden komplexere Mensch-Umgebungs-Interaktionen betrachtet, ist dies oft nicht oder nur mit hohem technischen Aufwand möglich. Es ist daher naheliegend, auch Kontaktkräfte im Rahmen der inversdynamischen Analyse als unbekannt zu betrachten. Hierdurch wird die dynamische Unbestimmtheit des Problems jedoch noch erweitert, da Kontaktkräfte, ebenso wie die Muskeln, eine Drehmomentwirkung auf die Bewegungsfreiheitsgrade des Skeletts haben. Ein Lösungsansatz besteht darin, das Skelett während der Kontaktkraftbestimmung als starres Tragwerk zu betrachten [13, 1]. Realistischere Ergebnisse sind zu erzielen, wenn die Kontaktkräfte in das Optimierungsproblem zur Lösung der Muskelkoordination miteinbezogen werden, wozu spezielle Zielfunktionen nötig sind [72, 118, 183].

Vorwärtsdynamische Analyse

Bei der vorwärtsdynamischen Analyse werden alle das MKS aktuierenden Kraftgrößen über den betrachteten Zeitverlauf als bekannt vorausgesetzt. Ausgehend von einem definierten kinematischen Anfangszustand kann dann die kinematische Zustandstrajektorie $[\vec{q}(t), \dot{\vec{q}}(t), \ddot{\vec{q}}(t)]^T$ durch Zeitintegration der Bewegungsdifferentialgleichungen bestimmt werden [79]. Die Integration erfolgt mit Hilfe numerischer Quadraturformeln [23]. Als Beispiel sei hier das einfache EULER-Verfahren mit konstanter Zeitschrittweite Δt erwähnt. Um den kinematischen Zustand des MKS zum Zeitpunkt t_0 in den Zustand zum Zeitpunkt t_1 zu überführen, werden auf Grundlage der bekannten Kräfte zunächst die Beschleunigungen $\ddot{\vec{q}}(t_0)$ berechnet. Damit kann der Geschwindigkeitsübergang als

$$\dot{\vec{q}}(t_1) = \dot{\vec{q}}(t_0) + \Delta t \cdot \ddot{\vec{q}}(t_0), \quad (10)$$

und der Positionsübergang als

$$\vec{q}(t_1) = \vec{q}(t_0) + \Delta t \cdot \dot{\vec{q}}(t_0) \quad (11)$$

berechnet werden.

Da die messtechnische Erfassung von individuellen Muskelkräften äußerst problematisch ist und auch EMG-Signale nur bedingt als Eingabe benutzt werden können [16], tritt die Vorwärtsdynamik in der Bewegungsanalyse hauptsächlich als Bestandteil von Trackingverfahren auf. Wie im Fall der inversdynamischen Analyse dient hierbei eine beobachtete Bewegung als Eingabe. Die Muskelkräfte werden anhand eines Regelungsalgorithmus' so über den Zeitverlauf geführt, dass die vorwärtsdynamisch berechnete Modellkinematik der beobachteten Bewegung möglichst gut folgt [44, 45]. Der Vorteil gegenüber dem inversdynamischen Ansatz besteht darin, dass hierbei auch die Aktivierungsdynamik der Muskulatur abgebildet werden kann [210]. Für Laufbewegungen kommen ANDERSON U. PANDY [10] jedoch zu dem Ergebnis, dass sich die so ermittelten Muskelkraftverläufe nicht signifikant von inversdynamischen Lösungen unterscheiden.

2.4.4 Prädiktive Simulation

Die oben diskutierten Verfahren der vorwärtsgerichteten und inversen Dynamik dienen der Analyse eines eigentlich feststehenden Bewegungsverhaltens. Im Unterschied dazu zielen prädiktive Simulationen auf die Vorhersage eines gänzlich unbekanntes Systemverhaltens ab. Auf Grundlage einer formalen Beschreibung menschlicher Tätigkeiten gilt es, die damit verbundenen Körperhaltungen oder Bewegungsabläufe zu bestimmen. Dies ist insbesondere dann relevant, wenn eine experimentelle Erfassung des Bewegungsverhaltens zu aufwändig oder für die Anwendung nicht ziel führend ist. Letzteres trifft beispielsweise auf Simulationen mit digitalen Menschmodellen in virtuellen Umgebungen (z.B. CAD) zu [64].

Das menschliche Bewegungsverhalten ist ein Ergebnis sensorischer, kognitiver und motorischer Vorgänge, die nach dem Stand der Forschung nicht vollständig verstanden sind [187]. STELMACH [204] beschreibt eine Modell, welches diese informationsverarbeitenden Prozesse in vier Stufen darstellt (vgl. Bild 25 oben). Demnach wird eine zielgerichtete Bewegung durch das Erfassen eines Reizes initiiert, der von der Umwelt oder dem eigenen Körper (*Propriorezeption*) ausgehen kann. Der Sinneseindruck wird in der nächsten

Stufe mit bekannten Mustern abgeglichen, was zum Erkennen der Situation führt. Auf Grundlage dieses Situationsmodells und erlernter Verhaltensweisen erfolgt die Auswahl einer passenden Bewegungsantwort, welche u.a. durch geometrische Parameter (z.B. Zielposition der Hand) charakterisiert sein kann. Die eigentliche Ausführung der Bewegung wird anschließend weitgehend unbewusst durch das ZNS koordiniert. Mit kognitiven Architekturen existieren Ansätze, um derartige Informationsverarbeitungsprozesse zu simulieren [12]. Damit gelang es CARRUTH ET AL. [29], einfache Greifbewegungen eines Menschmodells zu kontrollieren. Dem Stand der Technik entsprechen aber eher Simulationsverfahren, die auf der Stufe der Bewegungsausführung ansetzen. Menschliche Tätigkeiten werden in diesem Fall durch die feste Vorgabe der geometrischen Parameter der Bewegungsantwort modelliert. Um den in Bild 25 (unten) dargestellten Schalter zu bedienen, könnte ein solcher vom ZNS generierter Antwortparameter beispielsweise die Positionsvorgabe für die Fingerspitze sein. Gegenstand der prädiktiven Simulation ist die Vorhersage einer Bewegung oder einer Körperhaltung, welche dieser Vorgabe genügt. Im Kern besteht diese Aufgabe im Lösen eines inverskinematischen Problems, also der Bestimmung von Koordinaten \vec{q} , die einen Starrkörper des MKS auf der geforderte Position oder Orientierung halten.

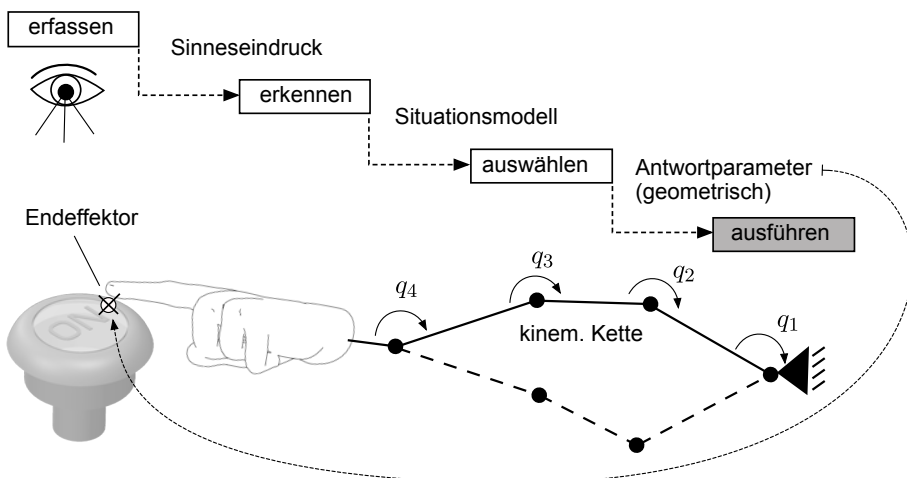


Bild 25: Das inverskinematische Problem eingebettet in das Modell zur menschlichen Informationsverarbeitung nach [204]

Inverskinematische Probleme haben ihren Ursprung in der Robotik, wo es darum geht, ein Werkzeug (Endeffektor) durch geeignete Ansteuerung der verschiedenen Maschinenachsen entlang eines Pfades zu führen [16]. Verbreitete Lösungsverfahren nähern die geforderte Endeffektorposition durch iteratives Nachführen der Maschinenachsen an, wobei die jeweilige Anpassung der Achspositionen anhand von geometrischen Heuristiken [226] oder analytisch durch Linearisierung der Maschinenkinematik [234, 237, 225] bestimmt wird. In Anlehnung daran werden die Körperbereiche, die für die Ausführung von menschlichen Tätigkeiten relevant sind, ebenfalls als (menschliche) Endeffektoren bezeichnet. Diese markieren die Enden von kinematischen Ketten aus beweglichen Segmenten, welche im Fall des Bewegungsapparates in der Regel kinematisch unbestimmt sind, d.h. es existieren häufig mehrere Gelenkstellungen, um eine bestimmte Endeffektorposition oder -orientierung zu realisieren [187]. Im Unterschied zu Robotikanwendungen besteht bei der Vorhersage menschlichen Bewegungsverhaltens die Anforderung, dass die gefundene Lösung nicht nur physikalisch möglich, sondern auch physiologisch akzeptabel ist. Prädiktive Simulationsverfahren müssen daher die kinematische Unbestimmtheit des Bewegungsapparates möglichst natürlich auflösen. In der Literatur sind dazu zwei grundlegend verschiedene Stoßrichtungen zu finden, welche im Folgenden diskutiert werden.

Optimierungsansätze

Optimierungsansätze zur Vorhersage von menschlichen Bewegungen und Körperhaltungen basieren, ebenso wie die Verfahren zur Berechnung von Muskelkräften, auf der Annahme, dass das menschliche Bewegungsverhalten gewissen Optimalitätsprinzipien unterliegt [196]. Die aus der Vielzahl von Alternativen gewählte Lösung des inverskinematischen Problems wäre demnach durch Minimierung oder Maximierung einer Zielfunktion zu erklären. Auch hier ist das Kriterium der minimalen Muskelaktivität (minimale Ermüdung) physiologisch gut zu rechtfertigen [4]. Damit eng verbunden sind energetische Kriterien [119] oder die Minimierung von Diskomfort [140]. Diese Kriterien entsprechen der Erfahrung, dass Menschen dazu tendieren, Zustände zu vermeiden, die nicht über längere Zeit aufrechtzuerhalten sind. Davon ausgenommen sein könnten sportliche Bewegungen, bei denen die kurzzeitige Maximierung eines Leistungsmaßes im Vordergrund steht [9]. Für schnelle Bewegungen der oberen Extremitäten sind zudem kinematische Kriterien haltbar, welche deren Geschmeidigkeit maximieren [213].

Mit Blick auf die technische Umsetzung ist zwischen statischen Optimierungsverfahren zur Vorhersage von Körperhaltungen und dynamischen Optimierungsverfahren zur Vorhersage von Bewegungen zu differenzieren [65]. Im Fall der Körperhaltungsvorhersage entsprechen die unbekannt Parameter des Optimierungsproblems diskreten Koordinaten (Gelenkstellungen) des MKS. Die vorgegebenen Endeffektorpositionen treten in Form von Nebenbedingungen auf. Das zu optimierende Kriterium muss folglich eine Funktion der MKS-Koordinaten \vec{q} sein. Bei rein kinematischer Betrachtung kann der Zusammenhang unmittelbar sein. So kommen bei [144] und [2] Zielfunktionen zur Anwendung, die rein auf Grundlage von Gelenkstellungen formuliert sind. Um eine physikalisch konsistente Lösung zu erhalten oder physiologische Optimalitätskriterien zu nutzen, ist es aber erforderlich, die Muskelkräfte zu berücksichtigen, welche zur Realisierung der Körperhaltung notwendig sind. Zu diesem Zweck kann eine inversdynamische Analyse in das Optimierungsproblem eingebettet sein, welche bei jeder Auswertung der Zielfunktion zu berechnen ist [177, 122, 140]. Die Vorhersage von optimalen Bewegungen ist hingegen ein dynamisches Optimierungsproblem (Optimalsteuerungsproblem), dessen unbekannte Größen kontinuierliche Zeitfunktionen $\vec{q}(t)$ sind. Um dynamische Optimierungsprobleme mit Hilfe von numerischen Standardverfahren lösen zu können, müssen diese diskretisiert, d.h. in ein statisches Parameteroptimierungsproblem überführt werden. ANDERSON U. PANDY [8] simulierten den menschlichen Gang mit Hilfe eines Schießverfahrens. Dabei wurden die Aktivitätsverläufe der einzelnen Muskeln durch Splinefunktionen vorgegeben, deren Knotenwerte die Parameter des Optimierungsproblems bildeten. Die eigentlich gesuchte kinematische Trajektorie $\vec{q}(t)$ musste dabei in jedem Iterationsschritt durch Zeitintegration der Bewegungsgleichungen ermittelt werden, was zu enorm langen Rechenzeiten führte. Im Jahr 2001 waren zur Simulation eines halben Gangzyklus' 10.000 CPU-Stunden nötig. Als effizienter gelten Kollokationsverfahren [217, 133, 1, 137, 141]. Hierbei werden sowohl die unbekannt Muskelkraft- oder Muskelaktivitätsverläufe, als auch die kinematische Zustandstrajektorie durch parametrische Ansatzfunktionen diskretisiert. Für bestimmte Zeitpunkte (Kollokationspunkte) sind auf Grundlage der Bewegungsgleichungen Nebenbedingungen in das Optimierungsproblem einzuführen, die sicherstellen, dass die durch den Optimierungsalgorithmus kontrollierten kinematischen Größen und Kraftgrößen physikalisch konsistent sind. Eine Abwandlung des Verfahrens besteht darin, nur die kinematische Zustandstrajektorie zu diskretisieren und die dazu konsistenten Muskelkräfte während der Optimierung durch

sukzessive inversdynamische Analysen zu bestimmen. Mit einem solchen Ansatz simulierten FARAHANI ET AL. [69] eine Pedalierbewegung.

Datenbasierte Verfahren

Datenbasierte Verfahren nutzen Methoden des maschinellen Lernens, um aus einer großen Anzahl aufgezeichneter menschlicher Tätigkeiten ein Vorhersagemodell für Bewegungen und Körperhaltungen abzuleiten. Dabei handelt es sich um Blackbox-Modelle, welche die Charakteristiken des menschlichen Bewegungsverhaltens wiedergeben sollen ohne die dahinterstehenden Prinzipien zu erklären.

Regressionsmodelle assoziiere Positionen oder Bewegungen von menschlichen Endeffektoren mit entsprechenden Gelenkwinkelstellungen. Es wird also auf direktem Weg ein inverskinematischer Zusammenhang aus der Datenbasis extrahiert. Als zusätzliche Parameter können anthropometrische Merkmale (z.B. Segmentlängen) in das Modell einbezogen werden. Konkrete Umsetzungen existieren auf Grundlage von mathematischen Regressionsansätzen [70, 30] und künstlichen neuronalen Netzwerken [157]. Ein indirekter Ansatz führt über die Dimensionsreduktion der Bewegungsdaten. GROCHOW ET AL. [90] schlagen ein auf stochastischen Prozessen [175] basierendes Verfahren vor, um Gelenkwinkelverläufe in einen zweidimensionalen Parameterraum zu projizieren. Hierbei wird bewusst ein Informationsverlust in Kauf genommen, sodass nur noch die charakteristischen Merkmale (Stil) der Bewegung übrig bleiben. Jeder Punkt in diesem Parameterraum ist mit einem Wahrscheinlichkeitswert assoziiert, der als Nähe zu den beobachteten Bewegungsdaten interpretiert werden kann. Die Vorhersage von Körperhaltungen und Bewegungen basiert anschließend auf der Lösung eines Optimierungsproblems, bei dem vorgegebene Endeffektorpositionen als Randbedingungen eingehalten werden, und gleichzeitig die Nähe der berechneten Gelenkwinkel zu den Bewegungsdaten im Parameterraum maximiert wird. Somit soll ein beobachteter Bewegungsstil auf die Lösung übertragen werden. Ein ähnliches Verfahren wurde auch von CHAI U. HODGINS [32] veröffentlicht.

Zu den datenbasierten Verfahren zählen auch Bewegungs- und Körperhaltungskataloge, obwohl hier kein Vorhersagemodell im Sinn des maschinellen Lernens verwendet wird. Stattdessen erfolgt eine Auswahl von passenden Gelenkwinkelstellungen aus einer Datenbank anhand von ungefähren Endeffektorpositionen [14, 120].

3 Handlungsbedarf und Lösungsansatz

3.1 Ableiten des Handlungsbedarfs

Die übergeordnete Zielsetzung dieser Arbeit besteht darin, den Produktentwickler bei der Analyse von Fragestellungen im energetisch-effektorischen Gestaltungsfeld der Ergonomie zu unterstützen. Aus dem im vorigen Kapitel dargestellten Stand der Wissenschaft und Technik lassen sich diesbezüglich drei Forschungsfragen ableiten:

1. **Wie können konstruktionsbegleitende ergonomische Analysen biomechanisch begründet werden?**

Mit anthropometrischen digitalen Menschmodellen sind ergonomische Analysewerkzeuge verfügbar, die aufgrund ihrer engen Integration in CAD-Systeme unmittelbar im Kontext des geometrischen Produktentwurfs einsetzbar sind. Die Stärke dieser Modelle liegt in der geometrischen Exaktheit, mit der der menschliche Körper innerhalb von virtuellen Umgebungen abgebildet wird. Anhand von anthropometrischen Datensammlungen können Vertreter bestimmter Perzentile einer Zielpopulation generiert werden. Es lassen sich somit Aussagen über geometrische Kriterien wie die Erreichbarkeit von Bedienelementen bzw. die Sichtbarkeit von Anzeigen etc. treffen. Interaktionen zwischen Menschmodell und Umgebungsgeometrie werden durch Manipulation der Körperhaltung dargestellt, wobei Verfahren der direkten und inversen Kinematik ebenso wie Kataloge mit vordefinierten Körperhaltungen angewandt werden. Auf ein detailliertes physikalisches Modell des Bewegungsapparates wird jedoch verzichtet. Im energetisch-effektorischen Gestaltungsfeld sind die vorhandenen ergonomischen Bewertungsfunktionen daher nicht direkt durch biomechanische Beanspruchungen begründet, sondern basieren auf Ersatzmodellen, welche die Körperhaltung des Menschmodells und ggf. weitere vom Produktentwickler einzugebende Randbedingungen anhand von Experteneinschätzungen zu einem Bewertungsindex zusammenführen. Die Ergebnisse besitzen daher einen eingeschränkten Gültigkeitsbereich (z.B. Heben von Lasten) und hängen in hohem Maße von der subjektiven Beurteilung der Randbedingungen durch den Produktentwickler ab.

2. Lassen sich existierende bewegungsmedizinische muskuloskelettale Simulationssmodelle in der Produktentwicklung wiederverwenden?

Im Bereich der bewegungsmedizinischen Grundlagenforschung sind physikalisch konsistente Mehrkörpermodelle des menschlichen Bewegungsapparates entstanden. In ihrer klassischen inversdynamischen Anwendung ermöglichen muskuloskelettale digitale Menschmodelle die Berechnung von experimentell kaum messbaren biomechanischen Beanspruchungen, die als Folge einer äußeren Belastungssituation im Körper entstehen. Für die Ergonomie eröffnet sich damit die Möglichkeit, das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept auf eine quantitativ reproduzierbare Grundlage zu stellen. Es kann eine steigende Anzahl von wissenschaftlichen Arbeiten beobachtet werden, die biomechanische Beanspruchungsgrößen zur ergonomischen Bewertung oder Optimierung vorschlagen. Gleichwohl werden muskuloskelettale Menschmodelle derzeit in der Industrie kaum eingesetzt. Mögliche Gründe hierfür sind der extrem hohe Aufwand der Datenerfassung im Fall inversdynamischer Simulationen bzw. das Fehlen robuster und effizienter Verfahren der prädiktiven Simulation. In der Vergangenheit waren ein Großteil der existierenden Simulationsmodelle zudem Insellösungen, die im Rahmen von Forschungsarbeiten vor dem Hintergrund einer ganz bestimmten Fragestellung entstanden sind. Das Aufkommen biomechanischer Simulationsplattformen wie Anybody oder OpenSim lässt jedoch einen Trend zur Vereinheitlichung der Technologie erkennen, der Wiederverwendung und Austausch von Modellen und daher auch die Erschließung neuer Anwendungsgebiete abseits der Grundlagenforschung fördert.

3. Wie kann die Datendurchgängigkeit zwischen CAD-Systemen und digitalen Menschmodellen hergestellt werden?

Neben der frühzeitigen Absicherung von Produkteigenschaften ist die Entlastung des Produktentwicklers von Routinetätigkeiten eine weitere Motivation zur Rechnerunterstützung in der Produktentwicklung. Es stehen somit mehr Ressourcen für kreative Tätigkeiten zur Verfügung. Dieser Vorteil kommt jedoch nur voll zum Tragen, wenn die Datendurchgängigkeit innerhalb der rechnerunterstützten Prozesskette gewährleistet ist, sodass Informationen nicht mehrfach eingegeben oder uminterpretiert werden müssen. Mit Hilfe der Featuretechnologie konnte dies in vielen Bereichen weitgehend realisiert werden, insbesondere zwischen Konstruktion (CAD), Berechnung (FEM) und

Fertigung (CAM). Im Gegensatz dazu ist die Prozessintegration digitaler Menschmodelle bislang unbefriedigend. Nach einer Studie der TU-Chemnitz [158] wird der Praxiseinsatz digitaler Menschmodelle durch den ungenügenden Informationsaustausch mit vorgelagerten Prozessschritten erschwert. Dies betrifft weniger den Austausch von Geometriedaten mit CAD-Systemen, sondern die für die ergonomische Analyse essentielle Modellierung der Mensch-Maschine-Interaktion. Bei Änderungen an der Produktgeometrie im Rahmen von Entwicklungsiterationen sind somit Mehrfacheingaben erforderlich. Gleiches gilt, wenn eine Nutzungssituation für verschiedene Perzentile der Zielpopulation bewertet werden soll.

3.2 Ansatz zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse

Die oben aufgeworfenen Forschungsfragen werden im Rahmen dieser Arbeit durch einen Lösungsansatz beantwortet, der die gute CAD-Integration anthropometrischer Menschmodelle mit der physikalischen Exaktheit muskuloskelettaler Simulationsmodelle kombiniert. Durch die vollständige Integration der muskuloskelettalen Mehrkörpersimulation in das CAD-System wird dem Produktentwickler die Möglichkeit gegeben, biomechanisch begründete ergonomische Analysen im unmittelbaren Kontext zu seiner gestalterischen Tätigkeit durchzuführen. Hierzu sind die folgenden drei Lösungsbausteine vorgesehen:

1. **Bidirektionale CAD-MKS Kopplung:** Um existierende bewegungsmedizinische muskuloskelettale Simulationsmodelle konstruktionsbegleitend in der Produktentwicklung wiederverwenden zu können, wird eine informationstechnische Kopplung zwischen einem CAD-System und einem muskuloskelettalen Mehrkörpersimulationssystem benötigt. Es ist eine Schnittstelle zu schaffen, die einen Informationsfluss in beide Richtungen ermöglicht: Das muskuloskelettale Simulationssystem muss der CAD-Umgebung eine geometrische Repräsentation des Menschmodells sowie Möglichkeiten zur Visualisierung von Simulationsergebnissen bereitstellen. Um die physikalische Rückwirkung des Produkts auf den Nutzer abbilden zu können, benötigt das Simulationssystem andererseits Informationen über die

Produktgeometrie, die kinematische Struktur des Produkts und dessen Masseneigenschaften. Der Kopplungsansatz wird ausführlich in Kapitel 4 entwickelt.

2. **CAD-Features zur Modellierung der Mensch-Maschine-Interaktion:** Um die geforderte Datendurchgängigkeit zwischen CAD-System und Menschsimulation herzustellen, sind sämtliche Informationen, die zur Beschreibung der Mensch-Maschine-Interaktion benötigt werden, konstruktionsbegleitend im Produktmodell abzulegen. Dies soll durch drei neue Klassen von CAD-Features erreicht werden, die eine logische Verknüpfung zwischen der Produktgeometrie und menschlichen Interaktionsmöglichkeiten abbilden. Diese Features werden in Kapitel 5 beschrieben.
3. **Prädiktives Simulationsverfahren zur statischen Analyse:** Um die Abhängigkeit von experimentellen Daten aufzulösen, wird für die Anwendung muskuloskelettaler Simulationen im Rahmen der virtuellen Produktentwicklung ein prädiktives Simulationsverfahren benötigt, das seine Eingabeinformationen möglichst vollständig aus dem Produktmodell bezieht. In Kapitel 6 wird ein auf mathematischer Optimierung basierendes Verfahren vorgestellt, das unter Vorgabe von kinematischen und dynamischen Randbedingungen eine physikalisch konsistente Körperhaltung vorhersagt und gleichzeitig den damit verbundenen inneren Beanspruchungszustand des Bewegungsapparates berechnet. Die benötigten Randbedingungen lassen sich assoziativ aus den zuvor eingeführte CAD-Features und damit aus dem Produktmodell ableiten.

Der Lösungsansatz wird in einen Softwaredemonstrator auf Basis des CAD-Systems Creo Parametric 2.0 (PTC) und der muskuloskelettalen MKS-Plattform OpenSim überführt, der in Kapitel 7 vorgestellt wird. Trotz dieser Festlegung wurde versucht, die Inhalte der folgenden Kapitel ausreichend allgemeingültig darzustellen, um eine Übertragung auf andere Systeme zu gewährleisten.

4 Bidirektionale CAD-MKS Kopplung

Die vollständige Integration eines muskuloskelettalen Mehrkörpersimulationssystems in eine CAD-Umgebung erfordert zunächst die informationstechnische Kopplung der jeweiligen Datenstrukturen. Einerseits ist die CAD-Datenstruktur, welche das Produktmodell darstellt, in eine äquivalente Mehrkörperrepräsentation zu überführen. Andererseits muss auch das muskuloskelettale Menschmodell geometrisch innerhalb der CAD-Datenstruktur abgebildet werden. Darüber hinaus wird eine Vorgehensweise benötigt, um CAD- und MKS-System zur Laufzeit kinematisch miteinander zu synchronisieren. Der im Folgenden entwickelte Kopplungsansatz bildet die technische Voraussetzung, um überhaupt physische Interaktionen zwischen Mensch- und Produktmodell simulieren zu können.

4.1 CAD-Datenstruktur

Im Maschinen- und Fahrzeugbau dominieren featurebasierte parametrische 3D-CAD-Systeme. Obwohl sich die am Markt verfügbaren Softwareprodukte im Detail erheblich voneinander unterscheiden, existieren einige grundlegende gemeinsame Konzepte, die zu ähnlichen Modelldatenstrukturen führen (Bild [26](#)):

- Es wird generell zwischen Bauteilen und Baugruppen unterschieden, wobei nur Bauteile aus Volumengeometrie bestehen, während Baugruppen lediglich eine Aggregation von Bauteilen oder Unterbaugruppen sind. Die Bestandteile einer Baugruppe werden als Komponenten bezeichnet.
- Die hybriden Modellierkerne unterstützen sowohl die generative (z.B. CSG), als auch die akkumulative (BREP) Volumenrepräsentation [\[215\]](#). Dies bedeutet, dass auf Bauteilebene sowohl die Erzeugungsvorschrift (in Form von Features), als auch die daraus abgeleitete Berandungsgometrie (Punkte, Kanten, Flächen) eines Volumenelements in der Datenstruktur gespeichert wird. Daraus sind jederzeit abgeleitete Größen wie die Masseneigenschaften eines Modells bestimmbar.

- Jedes im CAD-System generierte Objekt muss eindeutig im Raum platziert werden. Dies geschieht durch Referenzierung anderer Objekte, wodurch innerhalb der Datenstruktur Eltern-Kind-Beziehungen entstehen. Auf Baugruppenebene erfolgt die Platzierung einer Komponente relativ zu einer anderen anhand von Einbaubedingungen, die eine Beziehung zwischen Geometrieelementen der Komponenten spezifizieren (z.B. Komplanarität zweier Berandungsflächen). Die durch Referenzierung im Datenmodell hinterlegten geometrischen Abhängigkeiten werden zur Laufzeit durch einen Constraint-Solver befriedigt, der die räumlichen Positionen der Komponenten entsprechend einstellt.

CAD-Systeme verfügen in der Regel über verschiedene Module zur Bauteil- und Baugruppenmodellierung, Zeichnungserstellung sowie ggf. über integrierte Simulationswerkzeuge. Diese Programmmodule greifen assoziativ

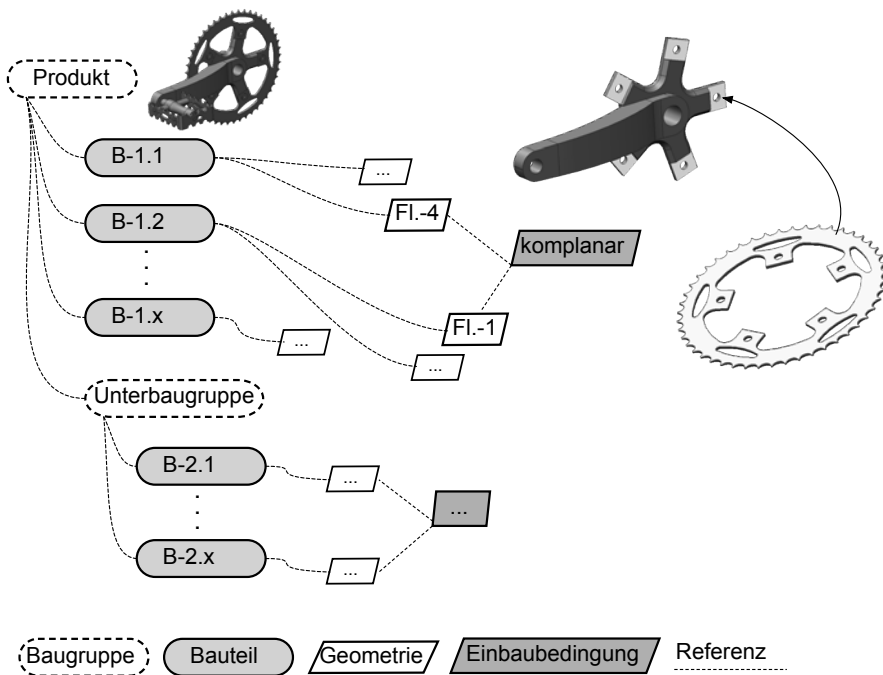


Bild 26: CAD-Datenstruktur auf Baugruppenebene: Die Komponenten (Bauteile und Unterbaugruppen) einer Baugruppe werden mittels geometrischer Einbaubedingungen relativ zueinander ausgerichtet. Hierzu werden Referenzen auf deren Geometrieelemente (Flächen, Achsen) gespeichert.

auf die CAD-Datenstruktur zu, sodass sich aus einem Modul heraus getätigte Änderungen sofort auf alle anderen Module auswirken. Das Konzept der Assoziativität und die gegenseitige Referenzierung von Geometrieelementen bedingen, dass bei jeder Änderung die gesamte Datenstruktur auf Konsistenz überprüft und ggf. aktualisiert werden muss. [215]

4.2 MKS-Datenstruktur

Die Strukturelemente eines Mehrkörpersystems sind Starrkörper, die kinematisch oder physikalisch miteinander gekoppelt sind. Wie in Abschnitt 2.4.1 diskutiert, gibt es zwei Möglichkeiten, die Bewegungsfreiheitsgrade eines solchen Systems zu beschreiben. Die Minimalkoordinatendarstellung hat bei Systemen, die wie das menschliche Skelett überwiegend aus offenen kinematischen Ketten bestehen, Vorteile gegenüber der redundanten Darstellungsform. Daher sind muskuloskelettale Mehrkörpersysteme häufig in Minimalkoordinaten formuliert. Bild 27 zeigt die für diesen Fall charakteristische Baumstruktur. Jeder Starrkörper referenziert genau einen Elternkörper bzw. das Inertialsystem, bezüglich dessen sein relativer Bewegungsumfang in Form einer parametrischen Koordinatenstransformation $T(\vec{q})$ ausgedrückt ist. Die freien Parameter \vec{q} dieser Transformation (z.B. Eulerwinkel) sind die generalisierten Koordinaten des MKS. Hierdurch lassen sich sowohl gelenkige als auch starre Verbindungen zwischen den Körpern darstellen - nicht jedoch geschlossene kinematische Ketten. Diese sind in Minimalkoordinaten nur durch zusätzliche kinematische Zwangsbedingungen $g(\vec{q})$ abzubilden.

Ein Starrkörper ist vollständig durch seine Masse m , den Trägheitstensor I sowie durch die Schwerpunktlage \vec{s} bezüglich eines lokalen Koordinatensystems beschrieben. Zur Visualisierung kann ihm eine kosmetische Oberflächengeometrie, meist in Form eines Polygonnetzes zugeordnet sein. Diese hat jedoch keine Auswirkung auf das mechanische Verhalten des MKS.

Neben der Starrkörperstruktur enthält das System auch Modelle für generalisierte Kräfte und Körperkräfte. Generalisierte Kräfte τ wirken direkt auf einen Freiheitsgrad des Systems und sind daher einer generalisierten Koordinate zugeordnet. Körperkräfte \vec{F} (z.B. Muskeln) wirken auf einen oder zwischen mehreren Starrkörpern.

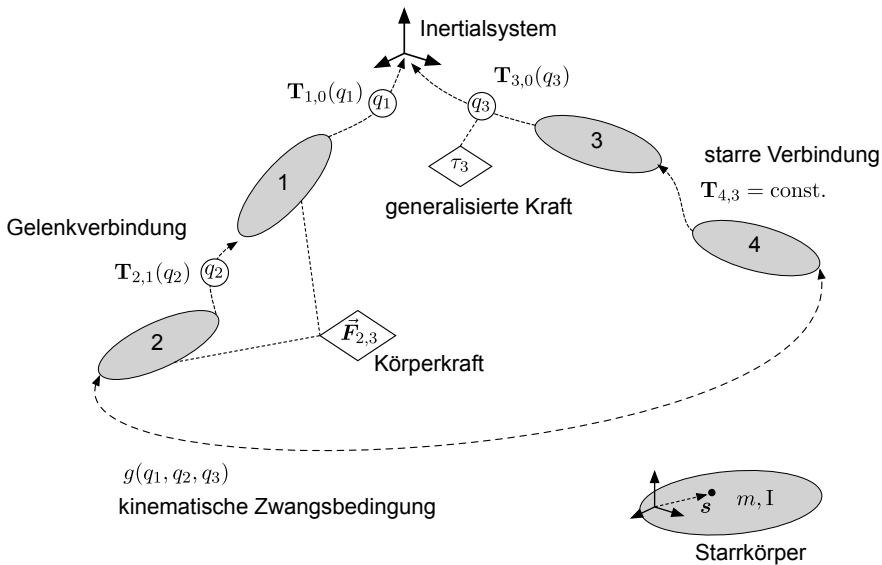


Bild 27: MKS-Datenstruktur für Systeme in Minimalkoordinaten: Die Lage eines Starrkörpers wird stets in Bezug auf seinen Elternkörper in Form einer Koordinatentransformation angegeben, die durch generalisierte Koordinaten parametrisiert oder konstant sein kann.

4.3 Schema der informationstechnischen Kopplung

Um überhaupt Interaktionen des Menschmodells mit der Produktgeometrie abbilden zu können, muss innerhalb der CAD-Umgebung eine geometrische Repräsentation des muskuloskelettalen MKS bereitgestellt werden. Dieser *Avatar* (von Sanskrit *Avatāra*, irdischer Stellvertreter einer Gottheit) wird als eine spezielle CAD-Baugruppe realisiert, die automatisiert aus der MKS-Datenstruktur generiert und als Unterbaugruppe in das CAD-Produktmodell integriert wird. Andererseits müssen die Rückwirkungen, welche das Menschmodell aufgrund des dynamischen Verhaltens des Produktmodells erfährt, im MKS Berücksichtigung finden. Es wird der Ansatz einer starken Kopplung [27] verfolgt, der die direkte Übersetzung des CAD-Produktmodells in eine Mehrkörperrepräsentation vorsieht, welche anschließend als zusätzlicher Zweig in die MKS-Datenstruktur eingefügt wird (Bild 28). Die Zuordnung zwischen CAD- und MKS-Datenstruktur ist bijektiv, d.h. zu jeder Komponente des CAD-Modells existiert ein äquivalenter Starrkörper und jeder Starrkörper im MKS kann eindeutig entweder als Komponente der Produktbaugruppe oder des Menschmodellavatars identi-

fiziert werden. Es ist zu beachten, dass zur Abbildung des Produktverhaltens im MKS Informationen über Kraftwirkungen (z.B. Antriebe) nötig sein können, die nicht in der CAD-Datenstruktur zu finden sind. Dieser Problematik wird in Kapitel 5 mit der Entwicklung von entsprechenden CAD-Features begegnet.

Neben der strukturellen Kopplung sind zur Laufzeit auch Zustandsgrößen des Mensch-Maschine-MKS innerhalb der CAD-Umgebung darzustellen. Ändert das MKS seinen kinematischen Zustand \vec{q} , müssen die räumlichen Positionen und Orientierungen der entsprechenden CAD-Komponenten aktualisiert werden. Zum Zweck dieser kinematischen Synchronisation erhält das Simulationssystem die Möglichkeit, direkt auf die Komponentenplatzierung des CAD-Modells Einfluss zu nehmen.

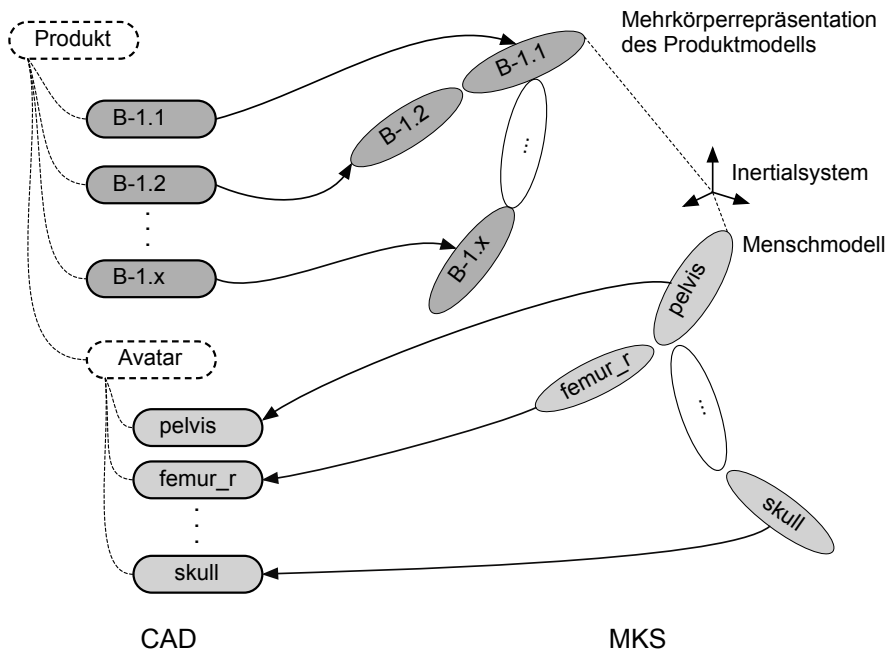


Bild 28: Informationstechnischen Kopplung von MKS- und CAD-Datenstruktur: Der das menschliche Skelett abbildende Zweig des MKS wird in eine CAD-Baugruppe (Avatar) übersetzt, die sich als Unterbaugruppe in das CAD-Produktmodell integriert. Die Komponenten der Produktbaugruppe bilden einen zusätzlichen Zweig im Mehrkörperbaum.

4.4 Mehrkörperrepräsentation des Produktmodells

Die Überführung des CAD-Produktmodells in ein simulationsfähiges MKS erfordert, jedem Bauteil einen Starrkörper zuzuordnen, der dessen Masseneigenschaften korrekt wiedergibt. Ebenso sind die geometrischen Einbaubedingungen der Baugruppe in kinematisch äquivalente Verbindungen der Starrkörper zu übersetzen.

4.4.1 Starrkörperrepräsentation eines Bauteils

Der zu einem CAD-Bauteilmodell äquivalente Starrkörper zeichnet sich durch ein äquivalentes Bezugssystem sowie äquivalente Masseneigenschaften aus. Die Äquivalenz des Bezugssystems ist eine wichtige Voraussetzung zum Austausch von vektoriellen Größen zwischen CAD und MKS. Sie bedeutet, dass ein Vektor, der in Bezug auf das Bauteilmodell definiert ist, ohne Neuinterpretation auch auf den Starrkörper bezogen werden kann. Hierzu ist das Bauteilkoordinatensystem gedanklich mit dem des Starrkörpers gleichzusetzen. Im Fall der in Bild 29 dargestellten Tretkurbel kann über den Richtungsvektor \vec{d} sofort die Ausrichtung der Pedalachse identifiziert werden, die im Starrkörper z.B. zur Definition eines Drehgelenks herangezogen werden könnte.

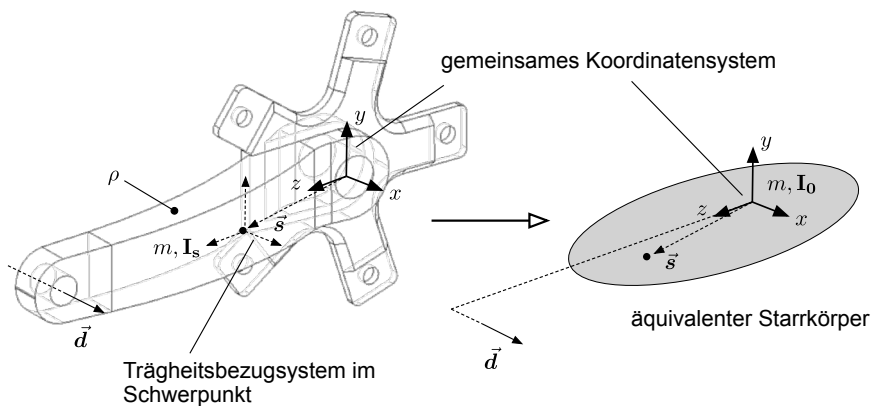


Bild 29: Zur Starrkörperrepräsentation eines Bauteilmodells

Die Masseneigenschaften des Bauteils werden aufseiten des Starrkörpers durch die Gesamtmasse m , die Schwerpunktlage \vec{s} und den Trägheitstensor \mathbf{I} ausgedrückt. Diese Parameter sind, wie nachfolgend erläutert, aus der CAD-Geometrie abzuleiten.

Die Gesamtmasse eines Volumenkörpers ergibt sich aus dessen mittlerer Massendichte ρ und seinem Volumen V , welches als Integral dargestellt werden kann:

$$m = \rho \cdot V = \rho \cdot \iiint_V 1 \cdot dV \quad (12)$$

Die Schwerpunktkoordinaten eines Volumenkörpers sind unter Annahme einer homogenen Massendichte durch folgende Volumenintegrale definiert [85]:

$$x_s = \frac{\rho}{m} \cdot \iiint_V x \cdot dV, \quad y_s = \frac{\rho}{m} \cdot \iiint_V y \cdot dV, \quad z_s = \frac{\rho}{m} \cdot \iiint_V z \cdot dV \quad (13)$$

Die rotatorische Trägheit eines Körpers hängt von der Massenverteilung in Bezug auf die jeweilige Drehachse ab. Der allgemeine Fall einer beliebigen Rotationsachse wird durch den Trägheitstensor \mathbf{I} beschrieben, der sich im kartesischen Koordinatenraum als symmetrische Matrix schreiben lässt:

$$\mathbf{I} = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (14)$$

Auf der Diagonalen stehen die Trägheitsmomente für Rotationen um die Achsen des Bezugskordinatensystems. Die Elemente abseits der Diagonalen sind die Deviationsmomente, welche das Bestreben des Körpers, seine momentane Rotationsachse zu verändern, ausdrücken [91]. Auch die Berechnung des Trägheitstensors erfolgt durch Integration über das Bauteilvolumen [85]:

$$\mathbf{I} = \rho \cdot \iiint_V \begin{pmatrix} y^2 + z^2 & -xy & -xz \\ -yx & x^2 + z^2 & -yz \\ -zx & -zy & x^2 + y^2 \end{pmatrix} dV \quad (15)$$

Aufgrund verschiedener Konventionen von CAD-System und MKS kann ein Wechsel des Bezugssystems für \mathbf{I} nötig sein. Es wird angenommen, dass das CAD-System den Trägheitstensor \mathbf{I}_s am Ort des Schwerpunkts (vgl. Bild 29) ermittelt, das Mehrkörpersimulationssystem aber die Trägheit \mathbf{I}_0 in Bezug auf den Ursprung des gemeinsamen Koordinatensystems benötigt. Die Verschiebung des Bezugssystems erfolgt nach dem Satz von STEINER [91]:

$$\mathbf{I}_0 = \mathbf{I}_s - m \cdot \begin{bmatrix} y_s^2 + x_s^2 & -x_s y_s & -x_s z_s \\ -x_s y_s & x_s^2 + z_s^2 & -y_s z_s \\ -x_s z_s & -y_s z_s & x_s^2 + y_s^2 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Die in (12), (13) und (15) vorkommenden Integrale über das Bauteilvolumen können nach dem Divergenzsatz [23] auf eine Integration über die Bauteiloberfläche zurückgeführt werden. Das dazu angewandte numerische Verfahren ist eng mit der durch den Modellierkern des jeweiligen CAD-Systems vorgegebenen Repräsentationsform der Geometrie verzahnt. Ein universeller Ansatz besteht beispielsweise in der Triangulation der Bauteiloberfläche, was auf analytisch auswertbare Integrale über Dreiecksflächen führt [85]. Im Rahmen dieser Arbeit wird vorausgesetzt, dass das CAD-System über Analysefunktionen zur Ermittlung der Masseneigenschaften verfügt.

4.4.2 Übersetzung der Komponentenverbindungen

Voraussetzungen an die Baugruppentopologie

Zur logischen Gliederung des Produktmodells unterstützt die CAD-Datenstruktur die Gruppierung von Bauteilen zu Baugruppen, die wiederum als Komponenten einer übergeordneten Baugruppe in Erscheinung treten können. Das Beispiel in Bild 30 zeigt ein Produkt, das aus zwei Bauteilen und einer Unterbaugruppe besteht, die ihrerseits zwei Bauteile enthält. Es wird angenommen, dass Bauteil 1 über eine Einbaubedingung direkt an der Bezugsgeometrie (z.B. Koordinatensystem) der Unterbaugruppe, und Bauteil 2 an Bauteil 1 ausgerichtet ist. Die Bauteile 3 und 4 referenzieren wiederum Bauteil 2. Bei der Überführung dieses Produktmodells in ein Mehrkörpersystem (Bild 30 rechts) wird klar, dass die topologischen Beziehungen zwischen den Starrkörpern nicht zwangsläufig mit der durch das Baugruppenkonzept dargestellten Produktgliederung übereinstimmen. Entscheidend sind die zwischen den Komponenten in Form von Einbaubedingungen bestehenden geometrischen Referenzen, die auch über Baugruppengrenzen hinweg

definiert sein können. So sind in der MKS-Datenstruktur Bauteil 3 und 4 hierarchisch unterhalb von Bauteil 2 angesiedelt, obwohl sie nicht Bestandteil derselben Unterbaugruppe sind.

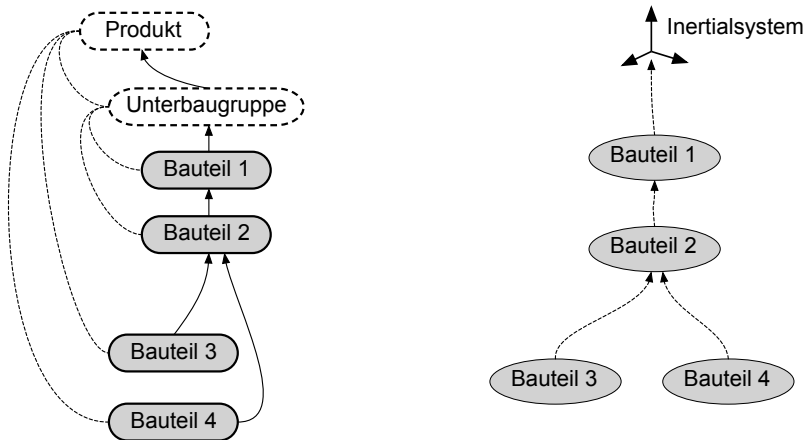


Bild 30: Topologie einer CAD-Baugruppe (links) und äquivalenter MKS-Baum (rechts)

Innerhalb der strikt hierarchisch angelegten MKS-Datenstruktur sind jedoch nicht alle Referenzierungsmöglichkeiten der CAD-Datenstruktur darstellbar. Daher bestehen gewisse Voraussetzungen an die Topologie des CAD-Produktmodells:

1. **Baugruppenbezüge:** Da Baugruppenmodelle selbst keine Volumen-geometrie definieren und daher masselos sind, können sie nicht sinnvoll als Strukturelement eines MKS abgebildet werden. Es muss daher sichergestellt sein, dass diese nicht direkt durch eine Einbaubedingung referenziert werden. Bauteile müssen daher stets an anderen Bauteilen, nicht jedoch an der Bezugsgeometrie (Koordinatensystem, Bezugsebenen) eines Baugruppenmodells ausgerichtet sein. Bei der in der Modellierungshistorie ersten Komponente einer Baugruppe ist dies jedoch nicht möglich weil noch kein anderes Bauteil als Bezugsobjekt vorhanden ist. Es wird vereinbart, die Komponente in diesem Fall so zu platzieren, dass ihr Koordinatensystem mit dem des Baugruppenmodells zusammenfällt.

2. **Mehrfachreferenzierung:** Um alle Freiheitsgrade einer Baugruppenkomponente zu sperren, sind meist mehrere geometrische Einbaubedingungen zu definieren. Dabei können Referenzen zu unterschiedlichen Bauteilen erzeugt werden, sodass der Komponente im MKS kein eindeutiger Elternkörper zugeordnet werden kann. Daher wird vorausgesetzt, dass die jeweils erste Einbaubedingung der Komponente deren Eltern-Kind Beziehung zum Rest der Baugruppe korrekt wiedergibt.
3. **Zyklische Abhängigkeiten:** Die CAD-Datenstruktur kann zyklische Abhängigkeiten zwischen Komponenten enthalten. Im obigen Beispiel wäre das der Fall, wenn Bauteil 3 zusätzlich an Bauteil 4 ausgerichtet wäre. Eine zyklische Referenzierung ist manchmal der Modellierungsstrategie geschuldet, kann aber auch prinzipbedingt sein, z.B. wenn das Produkt geschlossene kinematische Ketten enthält. In der MKS-Datenstruktur ist diese Konstellation nur unter Zuhilfenahme zusätzlicher geometrischer Zwangsbedingungen zwischen den Starrkörpern darstellbar. Im Rahmen dieser Arbeit wird dieser Fall ausgeschlossen.

Die letzten beiden Punkte sind der favorisierten Minimalkoordinatendarstellung des MKS geschuldet und bereiten bei der Formulierung in redundanten Koordinaten keine Probleme.

Analyse der Baugruppentopologie

Um die topologischen Beziehungen zwischen den Komponenten der Produktbaugruppe zu analysieren, wird die CAD-Datenstruktur rekursiv durchlaufen. Zunächst muss dabei der Platzierungsstatus jeder Komponente geprüft werden. Die Bezeichnungen für die möglichen Zustände sind systemspezifisch, sollten aber zumindest folgende gebräuchliche Fälle beschreiben:

- **unplatziert:** Die Komponente ist nur schwebend in die Baugruppe eingebaut. Es sind keine Einbaubedingungen definiert. Da die Konstruktionsabsicht nicht erkennbar ist, wird dieser Fall als Modellierungsfehler eingestuft. Die Erzeugung des MKS ist nicht sinnvoll möglich.
- **platziert:** Die Komponente besitzt gültige Einbaubedingungen und referenziert andere Elemente der Baugruppe.

- **unbeweglich** Alle sechs Freiheitsgrade der Komponente sind eindeutig definiert. Sie ist also starr mit anderen Komponenten verbunden. Dieser Status bedingt, dass die Komponente auch platziert ist.
- **beweglich** Die Komponente ist platziert, besitzt jedoch offene Freiheitsgrade. Im Allgemeinen werden hierdurch technische Gelenkverbindungen dargestellt. Es wird vorausgesetzt, dass das CAD-System in diesem Fall weiterführende Informationen über die verbleibenden Freiheitsgrade bereitstellt, damit entsprechende kinematische Verbindungen im MKS angelegt werden können.

Zusätzlich muss zu jeder Komponente eine eindeutige Elternkomponente ermittelt werden. Um den Fall einer möglichen Mehrfachreferenzierung abzufangen, wird dazu nur die jeweils erste Einbaubedingung jeder Komponente analysiert. Einbaubedingungen bestehen stets aus einer Kindreferenz, die auf ein Geometrieelement (Fläche, Achse etc.) der aktuell analysierten Komponente verweist und einer Elternreferenz, die auf ein Geometrieelement der gesuchten Elternkomponente zeigt (Bild 31). Da die masselosen Baugruppenmodelle nicht als Teil des MKS betrachtet werden, muss sichergestellt sein, dass keine der beiden Referenzen direkt auf die Bezugsgeometrie eines Baugruppenmodells verweist. Anderenfalls ist das Produktmodell als ungültig einzustufen.

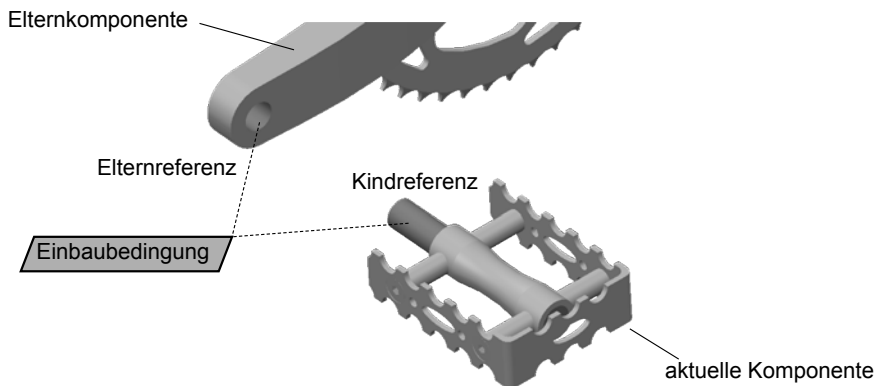


Bild 31: Eltern- und Kindreferenz einer Einbaubedingung: Über die Elternreferenz ist die Elternkomponente der aktuell analysierten Komponente ermittelbar.

Sind zu jedem Bauteilmodell Platzierungsstatus und Elternkomponente bekannt, werden in einem nächsten Schritt die entsprechenden Verbindungen aufseiten des MKS in Gestalt von Koordinatentransformationen aufgestellt. Um die Äquivalenz des Bezugssystems zu gewährleisten, wird hierbei das Standardkoordinatensystem der Produktbaugruppe (hierarchisch oberste Baugruppe des Produktmodells) gedanklich mit dem Inertialsystem des MKS gleichgesetzt.

Starre Verbindung

Bei einem Mehrkörpersystem in Minimalkoordinatendarstellung wird die Verbindung eines Starrkörpers zu seinem Elternkörper durch eine Koordinatentransformation $\mathbf{T}_{K \rightarrow E}$ beschreiben, welche die Position seines lokalen Koordinatensystems in Bezug auf das des Elternkörpers angibt. Bei starren Verbindungen ist $\mathbf{T}_{K \rightarrow E}$ konstant, d.h. nicht durch generalisierte Koordinaten parametrisiert (Bild 32). Um diese Relativtransformation für zwei Komponenten des Produktmodells berechnen zu können, müssen deren Raumpositionen in einem gemeinsamen Bezugssystem vorliegen. Da die Komponenten zu unterschiedlichen Baugruppen gehören können, wird das Standardkoordinatensystem der Produktbaugruppe als Bezug vereinbart.

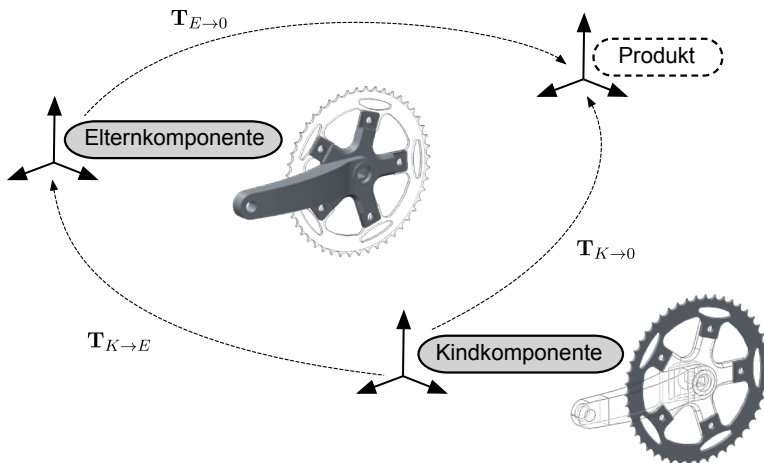


Bild 32: Bestimmung der relativen Koordinatentransformation zwischen Kind- und Elternkörper. Die Transformationen der entsprechenden Komponenten in Bezug auf die Produktbaugruppe muss das CAD-System bereitstellen.

Die globalen Raumpositionen müssen vom CAD-System in Form der Transformationen $\mathbf{T}_{E \rightarrow 0}$ für die Elternkomponente und $\mathbf{T}_{K \rightarrow 0}$ für die Kindkomponente bereitgestellt werden. Die gesuchte Relativtransformation $\mathbf{T}_{K \rightarrow E}$ zwischen den äquivalenten Starrkörpern ergibt sich dann durch folgendes Matrixprodukt:

$$\mathbf{T}_{K \rightarrow E} = \mathbf{T}_{E \rightarrow 0}^{-1} \cdot \mathbf{T}_{K \rightarrow 0} \quad (17)$$

Gelenkverbindungen

Bei gelenkig mit der Baugruppe verbundenen Komponenten muss die Einbaubedingung Aufschluss über die kinematischen Merkmale der Verbindung geben. Im Rahmen dieser Arbeit werden die am Ende dieses Abschnitts in Tabelle 3 aufgeführten Gelenktypen unterstützt. Ein Sonderfall ist das 6-DOF-Gelenk da es eigentlich keine kinematische Verbindung zwischen den Komponenten herstellt. Es wird benötigt, um frei bewegliche Gegenstände im Produktmodell abbilden zu können.

Die Vorgehensweise zur Übersetzung von Gelenkverbindungen in parametrische Koordinatentransformationen soll am Beispiel eines Drehgelenks verdeutlicht werden, das den in Bild 33 dargestellten Bremshebel (Kind) mit seiner Halterung (Elternkomponente) verbindet.

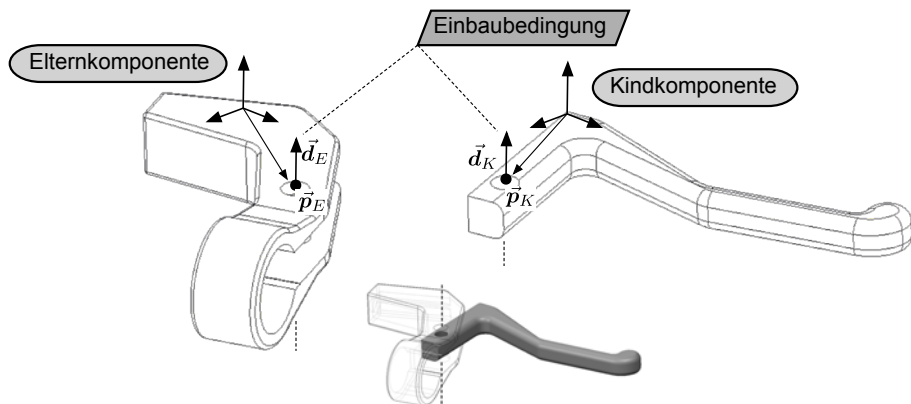


Bild 33: Bewegungsreferenzen zur Definition eines Drehgelenks: Die Vektoren \vec{d}_E und \vec{d}_K definieren in jeder Komponente die Lage der gemeinsamen Drehachse. Die Punkte \vec{p}_E und \vec{p}_K kennzeichnen die Verbindungsposition auf der Drehachse.

Die entsprechende Einbaubedingung enthält neben einem Verweis auf den Gelenktyp geometrische Referenzen, die die Kinematik des Gelenks charakterisieren. Im Fall des Drehgelenks ist das für Eltern- und Kindkomponente je ein Richtungsvektor \vec{d}_E (\vec{d}_K) zur Kennzeichnung der Drehachse und ein Punkt \vec{p}_E (\vec{p}_K), der die Position der Verbindung auf der Drehachse angibt. Aufgrund der Äquivalenz des Bezugssystems sind diese Vektoren auch in den Starrkörperrepräsentationen der Komponenten auffindbar.

Es wird zunächst angenommen, dass die Koordinatensysteme beider Komponenten so angeordnet sind, dass deren x-Achsen mit der Drehachse des Gelenks zusammenfallen und der Koordinatenursprung auf dem Referenzpunkt liegt (Bild 34). Die Bewegungsmöglichkeit der Kindkomponente kann dann in Abhängigkeit des Drehwinkelparameters q durch folgende homogene Transformationsmatrix ausgedrückt werden:

$$\mathbf{T}_{rx}(q) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q) & -\sin(q) & 0 \\ 0 & \sin(q) & \cos(q) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (18)$$

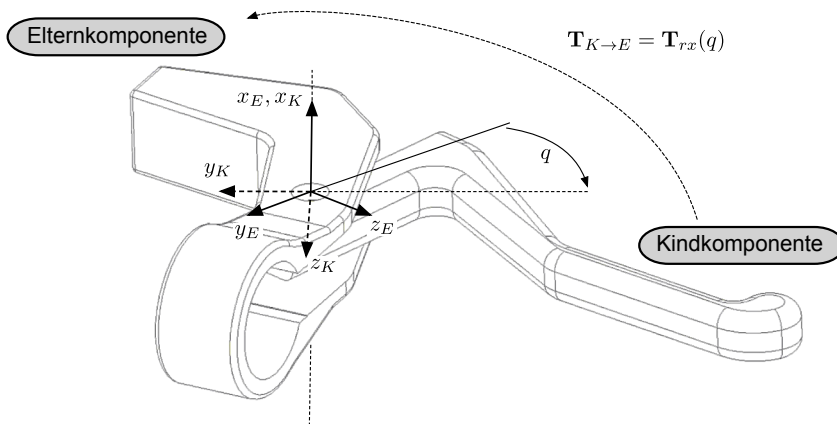


Bild 34: Spezialfall: Die x-Achsen der Koordinatensystem beider Komponenten fallen mit der Drehachse und die Koordinatenursprünge mit der Positionsreferenz zusammen.

Um eine beliebige Lage der Drehachse auf diesen Spezialfall zurückzuführen, sind in jedem Starrkörper zwei konstante Vortransformationen durchzuführen (Bild 35). Die Transformation \mathbf{T}_{transK} verschiebt das Koordinatensystem des Kindkörpers an den Referenzpunkt des Drehgelenks. Anschließend erfolgt eine Rotation \mathbf{T}_{rotK} , welche die x-Achse des Koordinatensystems auf die Drehachse schwenkt.

Die Translation \mathbf{T}_{transK} folgt direkt aus der Lage des Referenzpunktes \vec{p}_K :

$$\mathbf{T}_{transK} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & p_{Kx} \\ 0 & 1 & 0 & p_{Ky} \\ 0 & 0 & 1 & p_{Kz} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

Zur Bestimmung der Rotation \mathbf{T}_{rotK} wird das Kreuzprodukt aus dem Koordinateneinheitsvektor der x-Achse (\vec{e}_x) und dem normalisierten Drehachsenvektor betrachtet (Bild 36). Dieses liefert mit der Achse \vec{v} und dem dazugehörigen Winkel β eine Rotation, welche das Koordinatensystem mit seiner x-Achse an der Drehachse des Gelenks ausrichtet:

$$\vec{v} = \frac{\vec{e}_x \times \vec{d}_K}{|\vec{d}_K|}, \quad \beta = \arcsin \left(\frac{|\vec{e}_x \times \vec{d}_K|}{|\vec{d}_K|} \right) \quad (20)$$

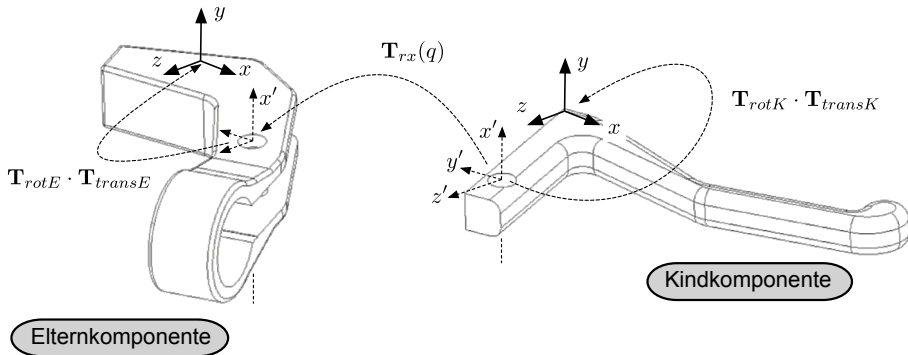


Bild 35: Vortransformationen zur Ausrichtung der Koordinatensysteme an den Bewegungsreferenzen des Drehgelenks

Nach [150] kann diese Achse-Winkel-Darstellung der Rotation in folgende homogene Transformationsmatrix überführt werden:

$$\mathbf{T}_{rotE} = \begin{bmatrix} v_x^2(1 - c\beta) + c\beta & v_x v_y(1 - c\beta) - v_z s\beta & v_x v_z(1 - c\beta) + v_y s\beta & 0 \\ v_y v_x(1 - c\beta) + v_z s\beta & v_y^2(1 - c\beta) + c\beta & v_y v_z(1 - c\beta) - v_x s\beta & 0 \\ v_z v_x(1 - c\beta) - v_y s\beta & v_z v_y(1 - c\beta) + v_x s\beta & v_z^2(1 - c\beta) + c\beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

mit $c\beta = \cos \beta$, $s\beta = \sin \beta$

(21)

Analog dazu werden die Vortransformationen \mathbf{T}_{transE} und \mathbf{T}_{rotE} innerhalb des Elternkörpers aufgestellt. Die Gesamttransformation für eine Drehgelenkverbindung zwischen Kind- und Elternkörper ergibt sich aus der sequentiellen Verknüpfung der Vortransformationen mit der parametrischen Gelenktransformation zu:

$$\mathbf{T}_{K \rightarrow E}(q) = \mathbf{T}_{transK}^{-1} \cdot \mathbf{T}_{rotK}^{-1} \cdot \mathbf{T}_{rx}(q) \cdot \mathbf{T}_{rotE} \cdot \mathbf{T}_{transE} \quad (22)$$

Für die übrigen unterstützten Gelenktypen lassen sich ähnliche Formulierungen erarbeiten.

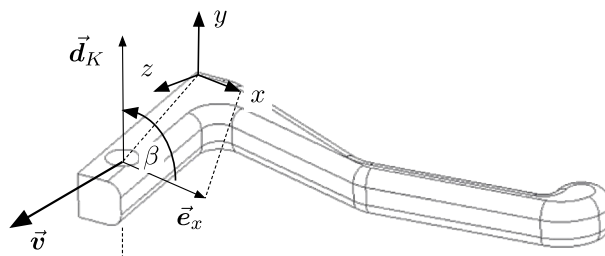

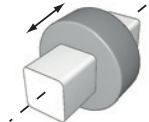
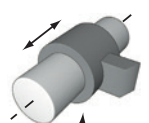
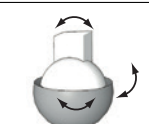
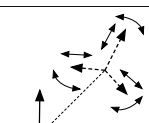


Bild 36: Rotationsachse \vec{v} und dazugehöriger Winkel β zur Ausrichtung des Koordinatensystems an der Drehachse des Gelenks

Tabelle 3: Unterstützte Gelenktypen im Produktmodell

Bild	Bezeichnung	Relativbewegung
	Drehgelenk	Rotation um definierte Achse
	Schubgelenk	Translation entlang definierter Achse
	Drehschubgelenk	Translation und Rotation
	Kugelgelenk	Rotation um Punkt
	6-DOF-Gelenk	Drei Rotationen und drei Translationen

4.5 Kinematische Synchronisation

Der kinematische Zustand des Mehrkörpersystems ist im hier betrachteten statischen Fall durch den Vektor der generalisierten Koordinaten \vec{q} vollständig definiert. Für einen gegebenen Zustand lassen sich Position und Orientierung eines Starrkörpers B_i in Bezug auf das Inertialsystem durch eine globale Transformation $\mathbf{T}_{i \rightarrow 0}(\vec{q})$ angeben, die im vorwärtskinematischen Sinn durch Multiplikation aller Koordinatenstransformationen im betreffenden Zweig des MKS-Baums berechnet wird:

$$\mathbf{T}_{i \rightarrow 0}(\vec{q}) = \mathbf{T}_{i \rightarrow i-1}(q_i) \cdot \mathbf{T}_{2 \rightarrow 1}(q_2) \cdot \dots \cdot \mathbf{T}_{1 \rightarrow 0}(q_1) \quad (23)$$

Bei jeder Zustandsänderung des MKS müssen auch aufseiten des CAD-Systems Position und Orientierung der entsprechenden Komponenten aktualisiert werden (Bild 37).

Prinzipiell sind für diese kinematische Synchronisation von MKS und CAD-Modell zwei Ansätze denkbar:

1. **Synchronisation in Minimalkoordinaten:** Der Zustandsvektor \vec{q} wird aufseiten des CAD-System interpretiert und durch den internen Gleichungslöser (*constraint solver*) direkt in entsprechende Positionen und Orientierungen der Baugruppenkomponenten umgesetzt. Das Vorgehen hat den Vorteil, dass die Synchronisation auch in der Gegenrichtung, also von CAD zu MKS gewährleistet ist. Der Nutzer des CAD-Systems könnte beispielsweise eine Baugruppenkomponente durch Mausinteraktion bewegen und dadurch direkt eine Zustandsänderung des MKS bewirken. Allerdings müssen hierzu die Einbaubedingungen in der CAD-Datenstruktur exakt gleich parametrisiert sein wie die entsprechenden Koordinatenstransformationen im MKS. Anderenfalls wäre die Bedeutung von \vec{q} nicht konsistent. Während das für einfache technische Gelenke noch möglich ist, lassen sich biologische Gelenke des Menschmodells im Allgemeinen nicht durch entsprechende Einbaubedingungen in der CAD-Baugruppe abbilden. Als Beispiel sei hier auf die Kinematik des Kniegelenks verwiesen (vgl. Abschnitt 2.4.2).
2. **Synchronisation in kartesischen Koordinaten:** Der Zustandsvektor \vec{q} wird vom Mehrkörpersimulationssystem interpretiert, welches für jeden Starrkörper die oben genannte globale Transformation $T_{i \rightarrow 0}(\vec{q})$ berechnet. Da das Inertialsystem des MKS gedanklich mit dem Koordinatensystem der Produktbaugruppe gleichzusetzen ist, geben diese Transformationen auch auf der CAD-Seite die Platzierung der Komponenten in Bezug auf die Produktbaugruppe korrekt wieder. Das Mehrkörpersimulationssystem übernimmt also vollständig die Verantwortung über die kinematische Konfiguration der Baugruppe, weshalb keine Einschränkungen bezüglich der Gelenkinematik bestehen. Nachteilig ist, dass eine Synchronisation vom CAD zu MKS zusätzlichen Rechenaufwand erfordert. Da der Informationsaustausch in kartesischen Koordinaten (homogene Transformationen) erfolgt, wäre ein inverskinematisches Verfahren (vgl. Abschnitt 2.4.4) nötig, um wieder auf die Minimalkoordinatenform des Zustandsvektors zu kommen.

Da keine Einschränkungen bezüglich der kinematischen Komplexität des Menschmodells gemacht werden sollen, wird eine Synchronisation in kartesischen Koordinaten favorisiert. Als technische Voraussetzung muss das CAD-System jedoch die Möglichkeit bieten, den internen Constraint-Solver zu umgehen und die Platzierung jeder Baugruppenkomponente direkt durch Angabe einer Transformationsmatrix zu definieren. Der Informationsfluss zwischen CAD-System und MKS ist in Bild 38 dargestellt: Eine Änderung des MKS Zustandes kann durch einen Simulationslauf oder aber interaktiv durch den Nutzer erfolgen. Hierzu erhält das CAD-System eine grafische Benutzerschnittstelle, welche die Manipulation der Produkt- und Menschmodellkoordinaten erlaubt. Bei jeder Änderung wird das Mehrkörper-simulationssystem zur Neuberechnung aller globalen Starrkörpertransformationen veranlasst. Anschließend werden diese auf die entsprechenden Komponenten in der Baugruppe angewendet. Wird eine strukturelle Änderung am Produktmodell vorgenommen, muss auch die Mehrkörper-repräsentation neu aufgebaut werden. Hierzu ist die Verantwortung über die kinematische Konfiguration der Baugruppe temporär wieder an das CAD-System zu übertragen.

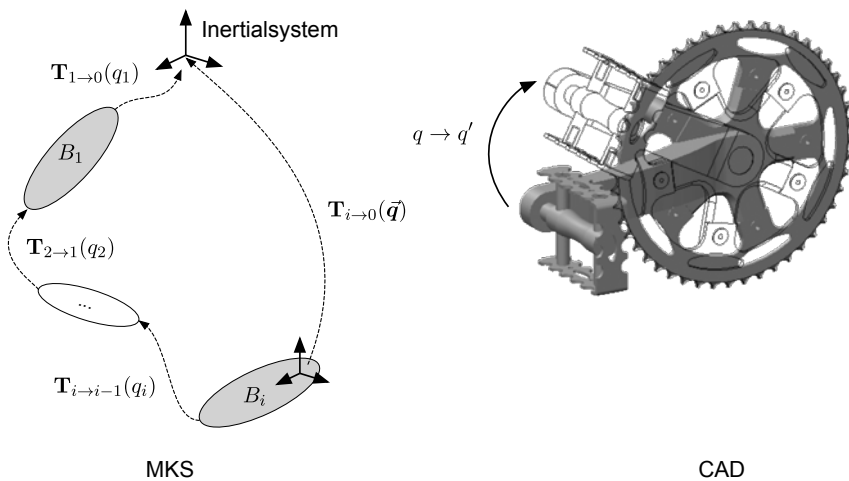


Bild 37: Vorwärtskinematische Berechnung der globalen Starrkörpertransformation (links) und erforderliche Aktualisierung der CAD-Baugruppe bei Änderung des kinematischen Zustandsvektors (rechts)

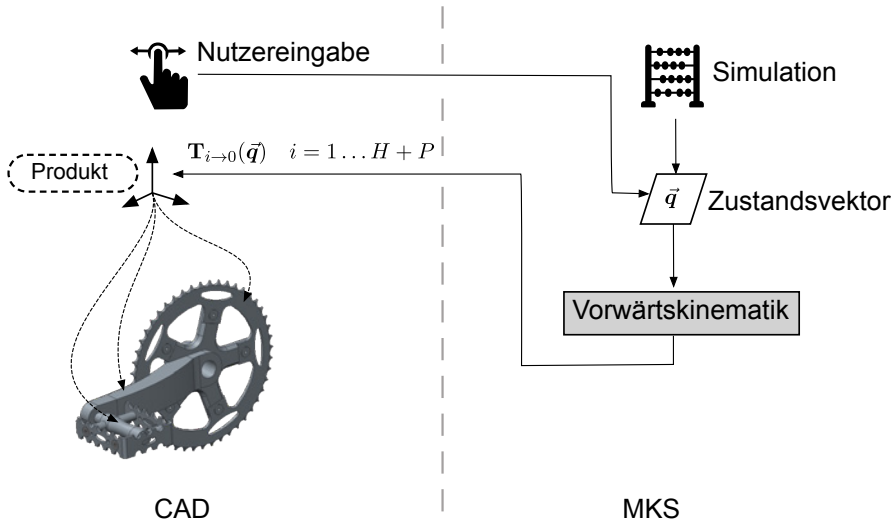


Bild 38: Kinematische Synchronisation von MKS zu CAD in kartesischen Koordinaten: Bei einer Änderung des Zustandsvektors berechnet das Mehrkörpersimulationssystem vorwärtskinematisch die Transformation jedes Starrkörpers in Bezug auf das Inertialsystem, welche zur Platzierung der entsprechenden Komponente der CAD-Baugruppe herangezogen werden.

4.6 Generierung des Menschmodellavatars

Das muskuloskeletale Teilsystem des MKS (Menschmodell) wird in der CAD-Umgebung durch eine spezielle Unterbaugruppe repräsentiert. Die Komponenten dieser Avatarbaugruppe entsprechen geometrisch den Körpersegmenten des Menschmodells, müssen deren Masseneigenschaften aber nicht korrekt wiedergeben weil auf der CAD-Seite keine physikalische Betrachtung erfolgt. Da die kinematische Synchronisation zwischen MKS und CAD in kartesischen Koordinaten realisiert ist, kann auch auf eine Nachbildung der Gelenke des menschlichen Körpers durch entsprechende Einbaubedingungen verzichtet werden. Der Avatar lässt sich daher sehr einfach aus der MKS-Datenstruktur ableiten. Es ist lediglich für jeden Starrkörper ein entsprechendes CAD-Körpersegment (Bauteil) zu erzeugen und anschließend direkt am Koordinatensystem der Avatarbaugruppe auszurichten. In Bild 39 ist dies für einen Teil des Menschmodells dargestellt. Um die Äquivalenz des Bezugssystems zwischen CAD und MKS zu gewährleisten, muss das Koordinatensystem der Avatarbaugruppe bei der Integration in das

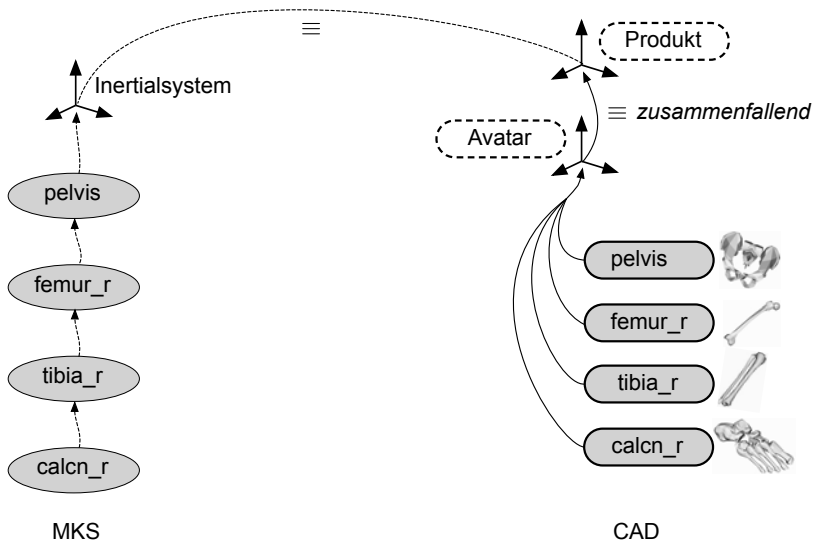


Bild 39: Topologie des Menschmodellavatars: Für jeden Starrkörper im muskuloskelettalen MKS wird eine entsprechende Baugruppenkomponente erzeugt.

CAD-Produktmodell mit dessen Koordinatensystem zusammenfallen. Bei der Erzeugung der CAD-Körpersegmente muss den Starrkörpern des MKS eine Gestalt zugeordnet werden, die den menschlichen Bewegungsapparat anthropometrisch korrekt, zumindest aber visuell überzeugend darstellt. Muskuloskelettale Mehrkörpersimulationssysteme wie Anybody [178] oder OpenSim [48] nutzen zur Visualisierung üblicherweise Polygonnetze von Knochen, die anhand von CT-Aufnahmen gewonnen wurden. In diesem Fall enthält die MKS-Datenstruktur für jeden Starrkörper die zugeordnete Netzgeometrie und deren Transformation T gegenüber dem Starrkörperkoordinatensystem. Bei der Generierung des Menschmodellavatars kann dieses Polygonnetz in ein leeres Bauteilmodell importiert werden, um zu der gewünschten geometrischen Repräsentation des Starrkörpers zu gelangen. Der fertige Avatar visualisiert dann nur das menschliche Skelett (Bild 40). Genauso könnte den Körpersegmenten aber auch eine beliebige andere Geometrie zugeordnet werden, die z.B. die Haut des Menschen darstellt. Im Rahmen dieser Arbeit wird jedoch nur die Visualisierung des Skeletts umgesetzt.

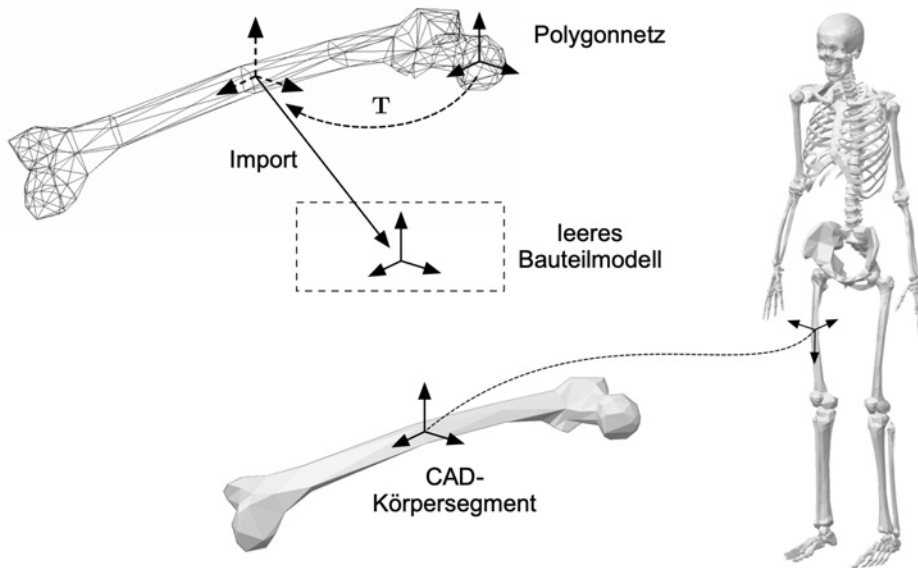


Bild 40: Geometrische Repräsentation eines Körpersegments anhand eines importierten Polygonnetzes

4.7 Fazit

Als technische Voraussetzung zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse von Mensch-Maschine-Interaktionen wurde in den vorherigen Abschnitten ein Schema zur informationstechnischen Kopplung von CAD- und MKS-Datenstrukturen entwickelt, das prinzipiell eine Wiederverwendung existierender bewegungsmedizinischer Simulationsmodelle im Rahmen der Produktentwicklung unterstützt, welche in Form eines geometrischen Stellvertreters (Avatar) innerhalb der CAD-Umgebung dargestellt werden. Um mechanische Wirkungen des Produktmodells auf den Menschen berücksichtigen zu können, wurde vorgeschlagen, die CAD-Datenstruktur in eine äquivalente Mehrkörperrepräsentation zu überführen, die anschließend in das bereits vorhandene muskuloskelettale Mehrkörpersystem integriert wird. Dabei wurde bereits deutlich, dass die CAD-Datenstruktur nicht alle Informationen enthält, die zur vollständigen Beschreibung des mechanischen Produktverhaltens im MKS-System nötig sind. Ebenso liegen noch keine Informationen zur Interaktion zwischen Mensch- und Produktmodell vor. Dieser Problematik soll im folgenden Kapitel durch die Erweiterung des Produktmodells mit Hilfe von speziellen CAD-Features begegnet werden.

5 CAD-Features zur Modellierung der Mensch-Maschine-Interaktion

Durch die in Kapitel 4 beschriebene CAD-MKS Kopplung werden Produkt- und Menschmodell in einen gemeinsamen Kontext gestellt, was den Austausch von Struktur- und Zustandsdaten ermöglicht. Damit liegt jedoch noch kein Modell eines Mensch-Maschine-Systems vor, da weder die CAD- noch die MKS-Datenstruktur Aufschluss über die Interaktion von Mensch und Produkt in einer bestimmten Nutzungssituation geben. In diesem Kapitel werden daher CAD-Features zur Modellierung von physischen Mensch-Maschine-Interaktionen eingeführt. Die CAD-Datenstruktur soll dadurch um Informationen erweitert werden, auf die das Mehrkörpersimulationssystem assoziativ zugreifen kann, um die zur ergonomischen Analyse benötigten biomechanischen Beanspruchungsgrößen zu berechnen. Hierzu werden drei Klassen von CAD-Features entwickelt:

- **Affordanzfeatures** beschreiben physische Interaktionsmöglichkeiten des menschlichen Körpers mit der Produktgeometrie. Sie werden auf Bauteilebene definiert.
- **Lastfeatures** beschreiben auf das Produkt oder den Menschen einwirkende Kräfte, Drehmomente oder Beschleunigungen. Sie dienen der Modellierung des Betriebszustandes des Produkts bzw. der Arbeitsumgebung und werden daher auf Baugruppenebene definiert.
- **Use Case-Features** bündeln verschiedene Affordanz- und Lastfeatures, um konkrete Anwendungsfälle (*Use Cases*) abzubilden.

5.1 Affordanzfeatures

5.1.1 Affordanzen und Affordanzvermittler

Der Begriff Affordanz (auch: Angebotscharakter) stammt aus der Kognitionspsychologie und wurde ursprünglich von GIBSON [81] geprägt. Affordanzen sind unmittelbar mit Dingen verknüpfte Interaktionsmöglichkeiten, die sich aus den Eigenschaften des Objekts und den Fähigkeiten eines Akteurs (Mensch oder Tier) ableiten. Ein Beispiel ist in Bild 41 dargestellt: Gegenstände, deren Abmessungen kleiner als die große Spanne der menschlichen Hand sind, können von dieser gegriffen werden. Die entsprechende



Bild 41: Zum Affordanzbegriff: Aufgrund ihrer maßlichen Relation zur großen Handspanne wird diesen Gegenständen die Affordanz „greifbar“ zugeschrieben.

Affordanz „greifbar“ wird dem Gegenstand also aufgrund seiner Geometrie **und** einer anatomischen Eigenschaft des Akteurs zugeordnet. Für Kleinkinder, deren Handspanne deutlich unter der eines Erwachsenen liegt, existiert diese Affordanz ggf. nicht. Schließt man diese möglichen Grenzfälle aus, indem der Fokus auf eine bestimmte Personengruppe gelegt wird, können Affordanzen als alleinige Attribute des Gegenstandes betrachtet werden, die durch dessen geometrische und physikalische Eigenschaften vermittelt werden. Der Geometrie kommt aber eine besondere Bedeutung zu, weil sie visuell wahrnehmbar ist und daher gleichzeitig als Signal [163] wirkt, das den Akteur über die Affordanzen des Gegenstands in Kenntnis setzt und ihn somit zur Interaktion animiert.

Bezogen auf die Produktentwicklung soll der Affordanzbegriff nun als eine für den vorgesehenen Verwendungszweck des Produktes notwendige Interaktionsmöglichkeit verstanden werden, die dem Produkt durch gestalterische Maßnahmen aufgeprägt wird und daher mit einer Konstruktionsabsicht des Produktentwicklers in Verbindung steht. Die Funktion der in Bild 42 gezeigten Bedienelemente wird durch eine Druckkraft ausgelöst. Der Produktentwickler hat den Gegenständen die Affordanz „drückbar“ aufgeprägt, indem er Flächen gestaltet hat, über die der Nutzer die erforderliche Kraft in der jeweiligen Betätigungsrichtung aufbringen kann. Diese Flächen sollen als **Affordanzvermittler** bezeichnet werden. Gleichzeitig hatte er eine Vorstellung davon, wie der Nutzer mit dem Bedienelement interagieren soll. Während der Drucktaster für eine Bedienung mit dem Finger oder der Handfläche vorgesehen ist, wird das Kupplungspedal mit der Fußspitze

kontaktiert. Die Konstruktionsabsicht des Produktentwicklers lässt sich also anhand des Affordanzvermittlers (Geometrieelement des Produktmodells) und einem oder mehreren damit assoziierten menschlichen Endeffektoren erfassen.

Die Forschungsarbeiten von GÖTZ [87] und MURAKAMI et al. [160] weisen darauf hin, dass die Affordanzen von gängigen Mensch-Maschine-Schnittstellen auf einige wenige geometrische und kinematische Grundmuster zurückzuführen sind wenn man zulässt, dass der Affordanzvermittler von der realen Produktgeometrie abstrahiert. Der Lenkergriff in Bild 43 ist so gestaltet, dass er optimal mit der Handfläche umschlossen werden kann. Charakteristisch hierfür ist seine annähernd zylindrische Gestalt. Die Affordanz ließe sich demnach auf einen gedachten Zylinder zurückführen, der die reale Geometrie des Griffs einhüllt. Der Affordanzvermittler ist in diesem Fall **virtuell**.

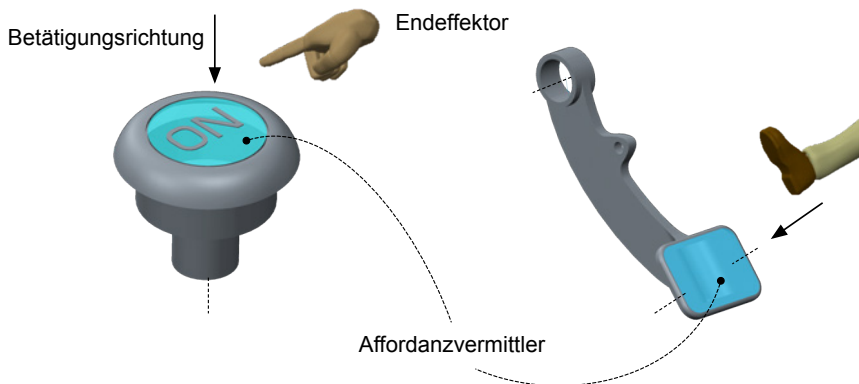


Bild 42: Die mit einer *gestalteten* Affordanz verbundene Konstruktionsabsicht wird durch Assoziation von Affordanzvermittlern (Geometrieelemente) mit menschlichen Endeffektoren (Körperbereiche) erfasst.

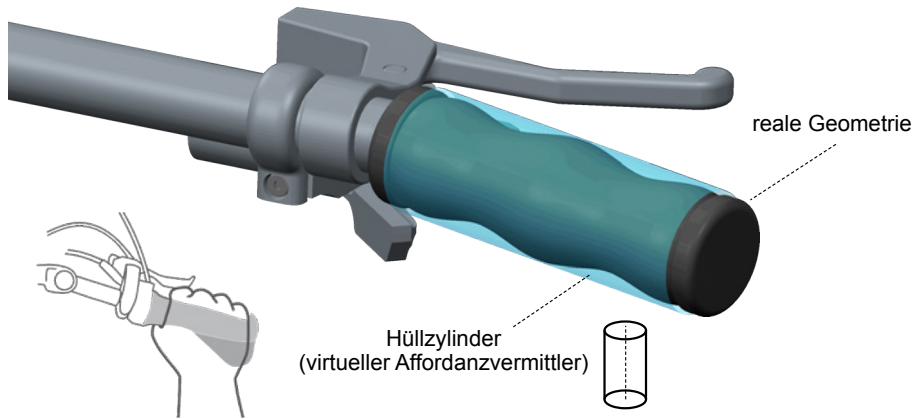


Bild 43: Virtueller Affordanzvermittler: Das für die Affordanz des Handgriffs entscheidende geometrische Muster (Zylinderform) weicht von der exakten Produktgeometrie ab.

5.1.2 Datenmodell von Affordanzfeatures

Als „Aggregation von Geometrie und Semantik“ [181] ordnen CAD-Features einem Produktbereich eine Bedeutung in Bezug auf eine bestimmte Phase des Produktlebenszyklus' zu. In diesem Sinn wird die Klasse der Affordanzfeatures eingeführt, welche die oben beschriebene Konstruktionsabsicht des Produktentwicklers bei der Gestaltung von Interaktionsmöglichkeiten (Affordanzen) in der CAD-Datenstruktur dokumentiert. Hierzu wird einem Affordanzvermittler (Geometrie) eine Bedeutung (Semantik) in Bezug auf die Nutzungsphase zugewiesen. Für den in Bild 42 gezeigten Taster könnte dies mit

„Die markierte Fläche kann mit einem Finger gedrückt werden.“

formuliert werden. Hierin verweist „markierte Fläche“ auf den Affordanzvermittler, „mit einem Finger“ auf 10 (!) mögliche Endeffektoren und „gedrückt“ auf die Art der vorgesehenen Interaktion. Da Affordanzfeatures vorrangig dem Datenaustausch zwischen CAD-System und MKS (Menschmodell) dienen, müssen sie formal beschrieben werden. Dies führt auf das in Bild 44 illustrierte Datenmodell. Das Affordanzfeature ist ein Datenobjekt, das als Bestandteil der CAD-Datenstruktur auf Bauteilebene gespeichert wird. Es referenziert ein Geometrieelement, das als Affordanzvermittler dient. In den meisten Fällen wird dies eine Berandungsfläche des Bauteils oder aber

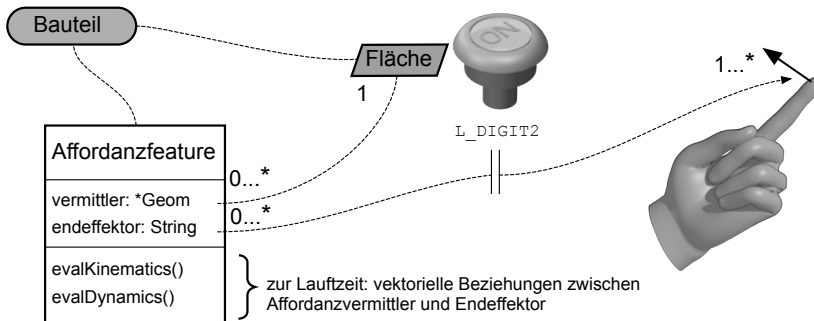


Bild 44: Datenmodell eines Affordanzfeatures: Das Feature wird auf Bauteilebene gespeichert und referenziert einen Affordanzvermittler (Geometrieelement). Über eine Namenskonvention wird der Interaktion mindestens ein Endeffektor am Menschmodell zugeordnet.

ein virtueller Affordanzvermittler in Form einer Hüllfläche sein. Zusätzlich enthält das Feature Verweise auf menschliche Endeffektoren, die für die Interaktion vorgesehen sind. Diese werden nach einer vereinbarten Namenskonvention (z.B. L_DIGIT2 → Beere des linken Zeigefingers) auf vektorielle Bezüge am Menschmodell abgebildet. Die Art der Interaktion wird durch kinematische (Lage) und dynamische (Kraftaustausch) Beziehungen beschrieben, die vektoriell zwischen Endeffektor und Affordanzvermittler formuliert werden. Aus diesem Grund definiert das Feature zwei Operationen, über die diese Beziehungen zur Laufzeit vom Mehrkörpersimulationssystem ausgewertet werden können.

Das Spektrum aller denkbaren Affordanzfeatures bildet eine zweistufige Klassenhierarchie (Bild 45). Auf Stufe 1 stehen abstrakte Basisklassen, die mit menschlichen Interaktionshandlungen assoziiert sind. Die Klasse Greifbar steht beispielsweise für einen Produktbereich, der mit den Händen gegriffen werden kann. Die Klasse ist abstrakt, da die Interaktion ohne Kenntnis der zu greifenden Geometrie nicht beschrieben werden kann. Daher wird auf Stufe 2 nach dem geometrischen Muster des Affordanzvermittlers differenziert. Hier wird nun die Bedeutung der virtuellen Affordanzvermittler deutlich. Um mit einer endlichen Anzahl an Featureklassen auszukommen, muss diese Abstraktion auf wenige geometrische Primitive zugelassen werden. Jede Klasse auf Stufe 2 ist konkret, d.h. anwendbar. Sie muss demzufolge die beiden Operationen zur Auswertung der kinematischen und dynamischen Beziehungen implementieren und dabei jeden für die Interaktion in Frage kommenden Endeffektor berücksichtigen.

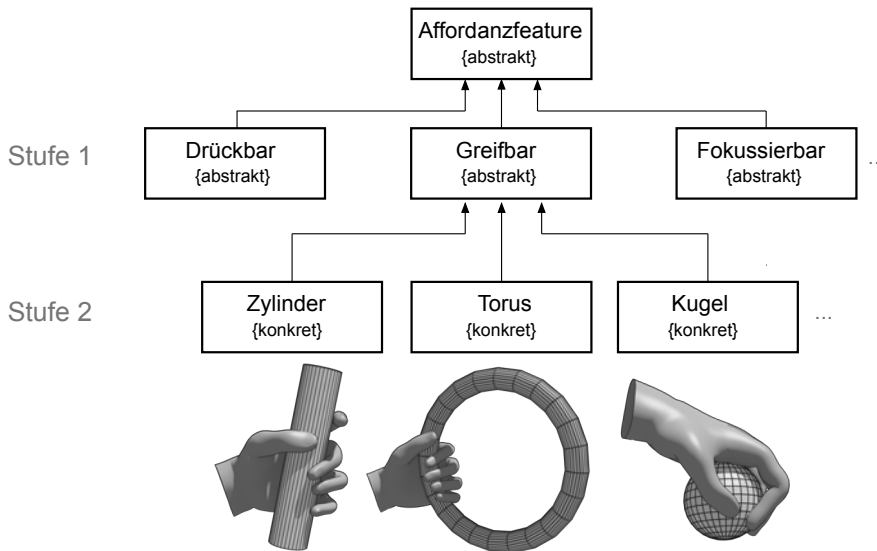


Bild 45: Klassenhierarchie der Affordanzfeatures: Jede Interaktionshandlung (Stufe 1) wird auf Stufe 2 für verschiedene geometrische Grundmuster des Affordanzvermittlers konkretisiert.

In den folgenden Abschnitten wird dieses Konzept anhand von 5 Basis-features illustriert. Zunächst sind jedoch die Repräsentation von Endeffektoren am Menschmodell und die grundlegenden Möglichkeiten zur Darstellung der kinematischen und dynamischen Beziehungen zwischen Endeffektor und Affordanzvermittler zu behandeln.

Repräsentation von Endeffektoren am Menschmodell

In Anlehnung an die Robotik [16] sind menschliche Endeffektoren Körperbereiche, über die eine Person physisch mit der Umwelt interagiert, wobei der Endeffektor zielgerichtet in eine bestimmte Beziehung zum Objekt der Interaktion bewegt wird. Ein Affordanzfeature beschreibt diese Beziehung zwischen Objekt (Affordanzvermittler) und Endeffektor in Form von mathematischen Gleichungen und Ungleichungen. Als Voraussetzung hierfür wird eine vektorielle Darstellungsform für Endeffektoren am Menschmodell benötigt.

In Bild 46 (links) ist der vorgeschlagene Lösungsansatz am Beispiel der Handfläche dargestellt. Jeder Endeffektor wird durch einen Ort \vec{p} , sowie bis zu zwei Richtungsangaben \vec{d}_1 und \vec{d}_2 beschrieben. Als Ort wird naturgemäß ein Punkt auf der Körperoberfläche gewählt, der den eigentlich flächigen Interaktionsbereich möglichst treffend approximiert. Es wird vereinbart, dass der erste Richtungsvektor \vec{d}_1 die Normalenrichtung der Körperoberfläche am Ort \vec{p} angibt. Der zweite Richtungsvektor \vec{d}_2 ist optional. Im Fall der Handfläche zeigt er in Richtung der *palmaren Rinne*, da diese beim Greifen von Objekten eine spezielle Bedeutung hat [113]. Da muskuloskeletale Menschmodelle meist kein Hautmodell besitzen, werden \vec{p} , \vec{d}_1 und \vec{d}_2 sinngemäß in Bezug auf den entsprechenden MKS-Starrkörper angegeben (Bild 46 rechts). Um die Affordanzfeatures jedoch nicht an ein bestimmtes Menschmodell zu binden, muss von den Vektoren durch Einführung einer Bezeichnungskonvention abstrahiert werden. Im Rahmen dieser Arbeit werden die in Tabelle 4 aufgeführten Endeffektoren definiert. Die Bezeichner für die entsprechenden Vektoren ergeben sich durch Anhängen der Suffixe $_P$, $_D1$ und $_D2$ an den Bezeichner des Endeffektors. Der Ortsvektor der rechten Handfläche wird demnach durch die Zeichenkette R_PALM_P identifiziert. Durch dieses Schema wird eine Schnittstelle definiert, die von jedem Menschmodell, das in Verbindung mit den Affordanzfeatures genutzt werden soll, implementiert werden muss. Dazu sind in der Daten-

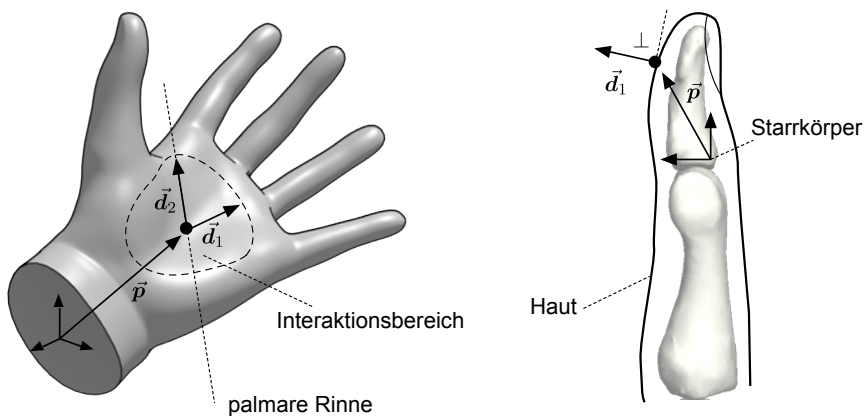


Bild 46: Vektorielle Darstellung von Endeffektoren am Beispiel der Handfläche (links), sinngemäße Angabe der Vektoren in Bezug auf den MKS-Starrkörper am Beispiel einer Fingerbeere (rechts)

struktur des Menschmodells (MKS-Datenstruktur) Paare aus Bezeichnern und Vektoren abzulegen. In der Praxis kann dies z.B. durch Definition von Körpermarken realisiert werden, die viele muskuloskelettale Simulationssysteme zum Zweck der Bewegungsaufzeichnung mit Kamerasystemen vorsehen (vgl. Abschnitt [2.4.3](#)).

Tabelle 4: Endeffektoren am Menschmodell (Auswahl): Die Bezeichnungen für die Referenzvektoren ergeben sich durch die Suffixe $_P$ → Ort, $_D1$ → Richtung 1 und $_D2$ → Richtung 2. Sofern nicht angegeben, entspricht $D1$ der Körperoberflächennormale. $D2$ ist optional.

Bezeichnung	Bedeutung	Hinweis
R_PALM	rechte Handfläche	$D2$ → palmare Rinne
R_DIGIT1	rechter Daumen	-
R_DIGIT2	rechter Zeigefinger	-
R_DIGIT3	rechter Mittelfinger	-
R_DIGIT4	rechter Ringfinger	-
R_DIGIT5	rechter kl. Finger	-
R_FOOT	rechter Mittelfuß	-
R_FOREFOOT	rechter Vorfuß	-
R_REARFOOT	rechter Rückfuß	-
↑ entsprechend für linke Körperseite (Präfix $L_$) ↑		
PELVIS	Sitzhöcker	-
BACK	Rücken	-
EYES	Augen	$D1$ → zentrale Gesichtssachse

5.1.3 Grundlegende kinematische Beziehungen

Affordanzfeatures beschreiben die für die Interaktion erforderliche Lagebeziehung zwischen Endeffektor und Affordanzvermittler durch implizite Gleichungen und Ungleichungen, die auf Basis von Orts- und Richtungsvektoren formuliert sind. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Auswahl von Affordanzfeatures basiert auf sieben grundlegenden kinematischen Beziehungen, die in diesem Abschnitt angegeben werden. Die Eigenschaften der verschiedenen Vektorprodukte sind der Fachliteratur [\[23\]](#) zu entnehmen.

Kollinearität und Parallelität zweier Vektoren

Zwei Richtungsvektoren \vec{d}_1 und \vec{d}_2 sind kollinear, d.h. parallel **oder** anti-parallel, wenn ihr Kreuzprodukt verschwindet:

$$g_1 = \|\vec{d}_1 \times \vec{d}_2\| = 0 \quad (24)$$

Die strengere Forderung nach Parallelität lässt sich mit Hilfe des Skalarprodukts ausdrücken:

$$g_1 = \vec{d}_1 \cdot \vec{d}_2 - \|\vec{d}_1\| \cdot \|\vec{d}_2\| = 0 \quad (25)$$

Winkelabweichung zweier Vektoren

Für zwei Richtungsvektoren \vec{d}_1 und \vec{d}_2 soll gewährleistet sein, dass ihr Zwischenwinkel (Bild 47 links) zwischen 0° und einem Grenzwert β liegt, was mit Hilfe des Skalarprodukts formuliert wird:

$$h_1 = \vec{d}_1 \cdot \vec{d}_2 - \cos(\beta) \cdot \|\vec{d}_1\| \cdot \|\vec{d}_2\| \geq 0 \quad (26)$$

Punkt auf Punkt

Zwei Raumpunkte \vec{p}_1 und \vec{p}_2 fallen zusammen, wenn ihr Differenzvektor verschwindet (Bild 47 rechts). Diese Bedingung wird durch die drei folgenden Gleichungen ausgedrückt:

$$\begin{aligned} g_1 &= (\vec{p}_2 - \vec{p}_1)_x = 0 \\ g_2 &= (\vec{p}_2 - \vec{p}_1)_y = 0 \\ g_3 &= (\vec{p}_2 - \vec{p}_1)_z = 0 \end{aligned} \quad (27)$$

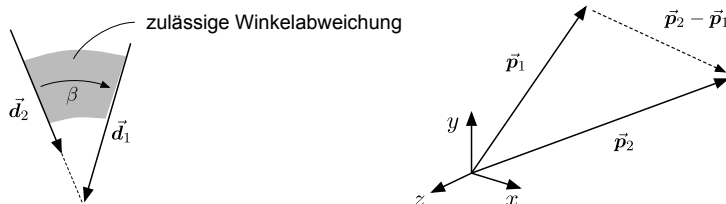


Bild 47: Winkelabweichung zweier Vektoren (links) und Punkt auf Punkt (rechts)

Punkt auf Strecke

Ein Strecke sei durch ihren Mittelpunkt \vec{m} , einen Richtungsvektor \vec{d} und ihre Länge l definiert (Bild 48 links). Ein Raumpunkt \vec{p} , der auf dieser Strecke liegt, muss zunächst ein Element der durch \vec{m} und \vec{d} aufgespannten Gerade sein. Dies ist der Fall, wenn der Verbindungsvektor $\vec{p} - \vec{m}$ kollinear zum Richtungsvektor \vec{d} ist:

$$g_1 = \|(\vec{p} - \vec{m}) \times \vec{d}\| = 0 \quad (28)$$

Zusätzlich muss gewährleistet sein, dass der Betrag des Verbindungsvektors kleiner als die halbe Streckenlänge ist, was mit Hilfe des Skalarprodukts formuliert werden kann:

$$\begin{aligned} h_1 &= \frac{l}{2} - (\vec{p} - \vec{m}) \cdot \frac{\vec{d}}{\|\vec{d}\|} \geq 0 \\ h_2 &= \frac{l}{2} + (\vec{p} - \vec{m}) \cdot \frac{\vec{d}}{\|\vec{d}\|} \geq 0 \end{aligned} \quad (29)$$

Punkt in Kreisfläche

Ein Flächenelement mit kreisförmiger Berandung sei durch seinen Mittelpunkt \vec{m} , die Flächennormale \vec{n} und den Radius r definiert (Bild 48 rechts). Es werden Bedingungen gesucht, die ein Raumpunkt \vec{p} erfüllen muss, der innerhalb der Fläche liegt. Die erste Bedingung ist, dass sich \vec{p} auf der durch \vec{m} und \vec{n} festgelegten Ebene befindet. Dies ist der Fall, wenn der Verbindungsvektor $\vec{p} - \vec{m}$ orthogonal zur Flächennormale \vec{n} steht. Das entsprechende Skalarprodukt verschwindet dann:

$$g_1 = (\vec{p} - \vec{m}) \cdot \vec{n} = 0 \quad (30)$$

Um \vec{p} zusätzlich in das Innere des Berandungskreises zu zwingen, muss der Betrag des Verbindungsvektors kleiner als der Kreisradius r sein.

$$h_1 = r^2 - \|(\vec{p} - \vec{m})\|^2 \geq 0 \quad (31)$$

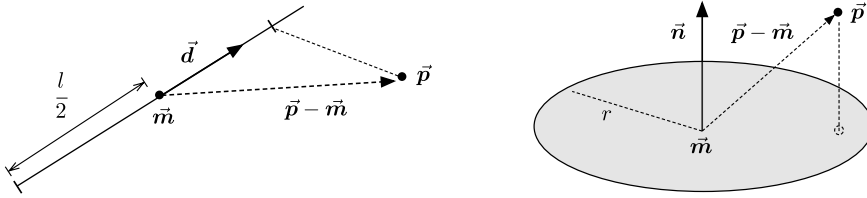


Bild 48: Punkt auf Strecke (links) und Punkt in Kreisflaeche (rechts)

Strahl auf Punkt

Ein Strahl, der durch seinen Ursprungspunkt \vec{o} und einen Richtungsvektor \vec{d} definiert ist, soll auf einen fixen Raumpunkt \vec{p} gerichtet sein (Bild 49 links). Hierzu muss der Richtungsvektor \vec{d} des Strahls parallel zum Verbindungsvektor $\vec{p} - \vec{o}$ orientiert sein, was mit Hilfe des Skalarprodukts formuliert wird:

$$g_1 = (\vec{p} - \vec{o}) \cdot \vec{d} - \|(\vec{p} - \vec{o})\| \cdot \|\vec{d}\| = 0 \quad (32)$$

Gerade tangential zu Kreis

Eine Gerade soll tangential zu einer Kreislinie ausgerichtet sein. Die Gerade sei durch ihren Ursprungspunkt \vec{o} und einen Richtungsvektor \vec{d} , die Kreislinie durch den Mittelpunkt \vec{m} , den Normalenvektor \vec{n} und den Radius r definiert (Bild 49 rechts). Die Tangentialität wird durch die folgenden vier Gleichungen ausgedrückt:

Der Verbindungsvektor $\vec{o} - \vec{m}$ zwischen dem Kreismittelpunkt und dem Geradenursprung muss orthogonal zur Normale \vec{n} des Kreises stehen, um den Ursprung in die Kreisebene zu zwingen:

$$g_1 = (\vec{o} - \vec{m}) \cdot \vec{n} = 0 \quad (33)$$

Da der Geradenursprung zusätzlich auf der Kreislinie liegen soll, muss der Betrag des Verbindungsvektors dem Kreisradius r entsprechen:

$$g_2 = \|(\vec{o} - \vec{m})\|^2 - r^2 = 0 \quad (34)$$

Tangentialität innerhalb der Kreisebene bedeutet, dass der Richtungsvektor \vec{d} der Geraden zusätzlich orthogonal zum Verbindungsvektor ist:

$$g_3 = (\vec{o} - \vec{m}) \cdot \vec{d} = 0 \quad (35)$$

Damit Gerade und Kreislinie in derselben Raumebene liegen, ist es nötig, dass der Richtungsvektor \vec{d} zusätzlich orthogonal zur Normalen \vec{n} steht:

$$g_4 = \vec{n} \cdot \vec{d} = 0 \quad (36)$$

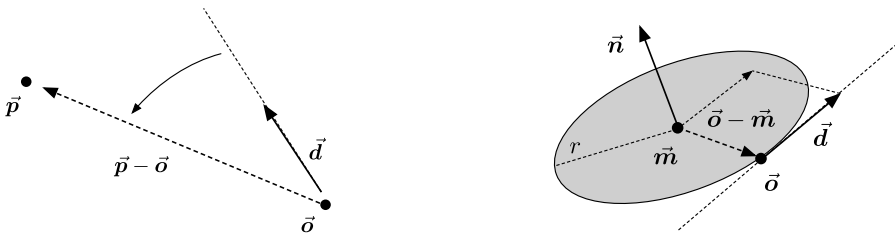


Bild 49: Strahl auf Punkt (links) und Gerade tangential zu Kreis (rechts)

5.1.4 Grundlegende dynamische Beziehungen

Ein Affordanzfeature beschreibt die mögliche Art des Kraftaustauschs zwischen Endeffektor und Affordanzvermittler, indem es ein System aus Interaktionskräften spezifiziert, das bei der Synchronisation der CAD-Datenstruktur mit der MKS-Datenstruktur zwischen den interagierenden Starrkörpern im MKS angelegt wird. Das nachfolgend dargestellte Formulierungsschema dieser dynamischen Beziehungen wurde in der Vorarbeit [127] entwickelt.

Punkt-Ebene Kontakt

Kontaktkräfte wirken an den Oberflächen zweier sich berührender Körper. Der Punkt-Ebene Kontakt ist eine stark vereinfachte Modellvorstellung, die am ehesten zutreffend ist, wenn die Körper starr und in der Kontaktzone konvex sind [171]. Die Kontaktzone des ersten Körpers A wird durch einen Punkt \vec{p} repräsentiert, während die Oberfläche des zweiten Körpers B als unendlich ausgedehnte Ebene angesehen wird (Bild 50 links). Der Kontakt

ist eigentlich nur aktiv, wenn \vec{p} innerhalb der Ebene liegt. Da diese Voraussetzung bereits durch die kinematischen Beziehungen im Affordanzfeature erfüllt wird, soll hier generell auch ein Austausch von Kontaktkräften für Punkt-Ebene Abstände $d \geq 0$ erlaubt sein. Daher wirkt die Kontaktkraft in Bezug auf den Ebenenkörper B an der orthogonalen Projektion \vec{p}^* des Punktes \vec{p} . Die Kontaktkraft in Bezug auf den Körper A zeigt in die entgegengesetzte Richtung und greift an \vec{p} an. Wie alle Oberflächenkräfte können Kontaktkräfte in drei orthogonale Komponenten zerlegt werden. Gleichung (37) beschreibt diese in Bezug auf den Ebenenkörper:

$$\begin{aligned}\vec{F}_n &= -\lambda_n \cdot \vec{n} \\ \vec{F}_{s1} &= \lambda_{s1} \cdot \vec{e}_1 \\ \vec{F}_{s2} &= \lambda_{s2} \cdot \vec{e}_2\end{aligned}\tag{37}$$

Die Normalkomponente \vec{F}_n verhindert eine gegenseitige Durchdringung der beiden Körper und ist stets in die negative Richtung der Ebenennormale \vec{n} gerichtet. Die beiden Scherkomponenten \vec{F}_{s1} und \vec{F}_{s2} hemmen aufgrund von Reibung eine Relativbewegung der Körper entlang der Oberfläche. Sie wirken entlang zweier orthonormaler Richtungen \vec{e}_1 und \vec{e}_2 innerhalb der Ebene. Die Beträge aller Kraftkomponenten werden durch die Multiplikatoren $\lambda_n, \lambda_{s1}, \lambda_{s2}$ bestimmt, die jedoch nicht beliebige Werte annehmen dürfen. Zunächst muss der Normalkraftmultiplikator λ_n positiv sein, da anderenfalls eine Anziehungskraft zwischen den Kontaktpartnern wirken könnte:

$$\lambda_n \geq 0\tag{38}$$

Zusätzliche Bedingungen ergeben sich aus dem COULOMB'schen Gesetz für trockene Reibung [171]. Im statischen Regime (keine Relativbewegung zwischen den Körpern) müssen sich die Scherkräfte innerhalb des Reibkegels (Bild 50 rechts) aufhalten, der durch den statischen Reibkoeffizienten μ_s definiert ist. Die Multiplikatoren sind daher durch folgende Ungleichung miteinander verknüpft:

$$-\sqrt{\lambda_{s1}^2 + \lambda_{s2}^2} + \lambda_n \cdot \mu_s \geq 0\tag{39}$$

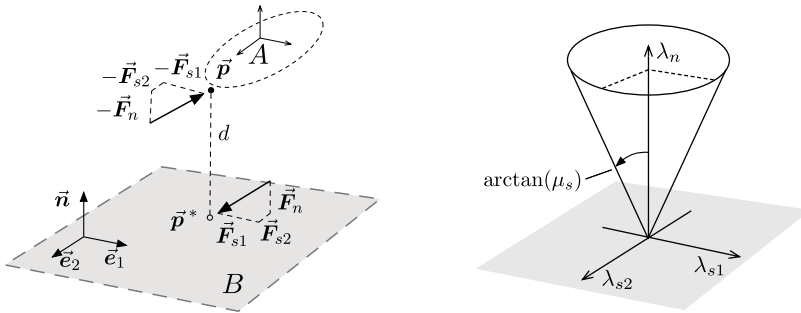


Bild 50: Punkt-Ebene Kontakt: Kraftkomponenten (links) und Reibkegel (rechts)

Kreisfläche-Ebene Kontakt

Der Kreisfläche-Ebene Kontakt geht aus dem Punkt-Ebene Modell hervor, wenn der Kontaktzone um \vec{p}^* eine kreisrunde Ausdehnung mit Radius r zugeschrieben wird. Zusätzlich zur Kontaktkraft \vec{F} ist daher noch ein Drehmoment $\vec{\tau}$ zwischen den beiden Körpern übertragbar (Bild 51 links). Die Komponenten von Kraft und Moment bezogen auf den Ebenenkörper B sind:

$$\begin{aligned}
 \vec{F}_n &= -\lambda_n \cdot \vec{n} \\
 \vec{F}_{s1} &= \lambda_{s1} \cdot \vec{e}_1 \\
 \vec{F}_{s2} &= \lambda_{s2} \cdot \vec{e}_2 \\
 \vec{\tau}_n &= \lambda_{\tau,n} \cdot \vec{n} \\
 \vec{\tau}_{s1} &= \lambda_{\tau,s1} \cdot \vec{e}_1 \\
 \vec{\tau}_{s2} &= \lambda_{\tau,s2} \cdot \vec{e}_2
 \end{aligned} \tag{40}$$

Wie beim Punkt-Ebene Kontakt unterliegt der Normalkraftmultiplikator λ_n der Nichtnegativitätsbedingung (38). Die Haftreibbedingung muss jedoch erweitert werden. Die Normalkomponente $\vec{\tau}_n$ des Drehmoments (Bohrreibmoment) wird gedanklich durch eine Reibkraft \vec{F}_r in der $\vec{e}_1 - \vec{e}_2$ -Ebene ersetzt, die im Abstand r tangential zur Kreisfläche wirkt (Bild 51 rechts oben).

Da diese Kraft entlang der Kreislinie verschoben werden kann, ohne ihre Momentenwirkung zu beeinflussen, gilt:

$$\vec{F}_r = \frac{\lambda_{\tau,n}}{r} \cdot \vec{e}_2 \quad (41)$$

Da \vec{F}_r zusammen mit \vec{F}_{s1} und \vec{F}_{s2} übertragen werden muss, ergibt sich die angepasste Haftreibbedingung zu:

$$-\sqrt{\lambda_{s1}^2 + \left(\lambda_{s2} + \frac{\lambda_{\tau,n}}{r}\right)^2} + \lambda_n \cdot \mu_s \geq 0 \quad (42)$$

Zusätzlich ist zu beachten, dass auch der Betrag des in der Ebene liegenden Drehmoments begrenzt ist. Die Summe der Momente $\vec{\tau}_{s1}$ und $\vec{\tau}_{s2}$ (Kippmoment) muss im Grenzfall durch eine Kraft \vec{F}_{st} abgestützt werden, die in Normalenrichtung an der Kreislinie wirkt (Bild 51 rechts unten). Weil \vec{F}_{st} aus Gleichgewichtsgründen immer den Betrag der Normalkraft \vec{F}_n annehmen muss, gilt folgende Grenzbedingung:

$$-\sqrt{\lambda_{\tau,s1}^2 + \lambda_{\tau,s2}^2} + \lambda_n \cdot r \geq 0 \quad (43)$$

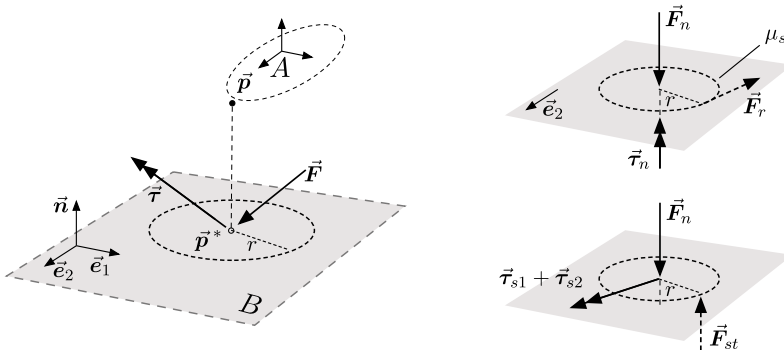


Bild 51: Kreisfläche-Ebene Kontakt: Modellvorstellung (links), Bohrreibmoment (rechts oben) und Kippmoment (rechts unten)

Vollständige Kopplung

Zwei Starrkörper A und B sind im dynamischen Sinn vollständig miteinander gekoppelt, wenn eine Kraft \vec{F} und ein Drehmoment $\vec{\tau}$ in beliebiger Raumrichtung zwischen ihnen übertragen werden können (Bild 52).

In Bezug auf das lokale Koordinatensystem des Körpers B lassen sich die Komponenten von \vec{F} und $\vec{\tau}$ wie folgt angeben:

$$\begin{aligned}
 \vec{F}_x &= \lambda_x \cdot \vec{e}_x \\
 \vec{F}_y &= \lambda_y \cdot \vec{e}_y \\
 \vec{F}_z &= \lambda_z \cdot \vec{e}_z \\
 \vec{\tau}_x &= \lambda_{\tau,x} \cdot \vec{e}_x \\
 \vec{\tau}_y &= \lambda_{\tau,y} \cdot \vec{e}_y \\
 \vec{\tau}_z &= \lambda_{\tau,z} \cdot \vec{e}_z
 \end{aligned} \tag{44}$$

Bezogen auf den anderen Körper A wirken Kraft und Drehmoment entsprechend in entgegengesetzter Richtung. Da die Komponenten anders als bei den oben diskutierten Kontaktfällen keinerlei Einschränkungen unterliegen, dürfen die Multiplikatoren λ unabhängig voneinander beliebige Werte annehmen. Als Ort des Kraftangriffs ist relativ zu Körper A ein Koppelpunkt \vec{p} zu definieren. Es ist zu beachten, dass auch die Kraftwirkung auf B stets an diesem Punkt angreift, selbst wenn die beiden Körper dort kinematisch nicht miteinander in Kontakt stehen sollten.

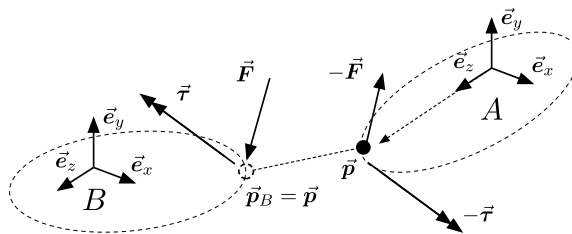


Bild 52: Vollständige Kopplung: Zwischen zwei Starrkörpern werden drei Kraft- und drei Drehmomentkomponenten übertragen.

5.1.5 Basisfeature Greifbar

Die Anatomie der menschlichen Hand befähigt zu einer Vielzahl verschiedener Strategien, um einen Gegenstand aufzunehmen oder zu bewegen. Üblich ist die Unterteilung dieser Griffarten in Präzisionsgriffe und Kraftgriffe (Bild 53). Präzisionsgriffe werden überwiegend mit den Fingerbeeren oder den Fingerspitzen ausgeführt. Ein Finger und der gegenübergestellte (opponierte) Daumen wirken dabei wie eine Pinzette, was eine sehr gefühlvolle Manipulation von kleinen, leichten Objekten ermöglicht. Bei Kraftgriffen umschließen mehrere Finger das Objekt und pressen es gegen die Handfläche. Dies ermöglicht die Übertragung großer Kräfte und somit die Handhabung schwerer Gegenstände. Eine weitere Differenzierung der menschlichen Griffe ist bei KAPANDJI [113] zu finden.

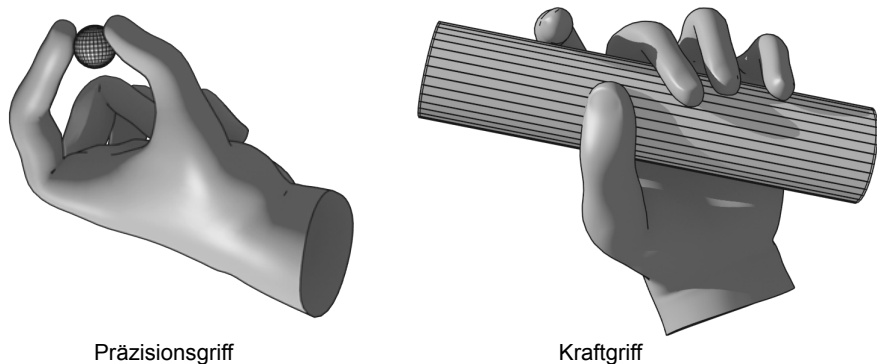


Bild 53: Beispiel für einen Präzisionsgriff unter Einsatz der Fingerbeeren (links) und einen Kraftgriff mit Beteiligung der Handfläche (rechts)

Im Folgenden werden Affordanzfeatures entwickelt, die einen Produktbereich als „greifbar“ spezifizieren sollen. Im Zusammenhang mit muskuloskelettalen Analysen dürften Präzisionsgriffe von untergeordneter Bedeutung sein, da man sich meist für energetisch-effektorische Aspekte der Ergonomie interessiert. Daher orientieren sich die exemplarisch vorgestellten Features ausschließlich an Kraftgriffen. Die Konkretisierung der abstrakten Featureklasse Greifbar wird für die drei geometrischen Primitive Zylinder, Kugel und Torus vorgenommen, die in der Praxis häufig als virtuelle Affordanzvermittler an Bedienelementen auftreten. Jeweils ein Beispiel ist in Bild 54 zu sehen. Bedingt durch die Anatomie der Hand wird für die Durchmesser von Zylinder, Kugel und Torus (kleiner Durchmesser) vorausgesetzt, dass

dieser kleiner als die große Handspanne ist. In DIN 33402 [50] werden für die Deutsche Bevölkerung hierzu die Perzentilwerte $P_5 = 82 \text{ mm}$ und $P_{95} = 117 \text{ mm}$ angegeben.

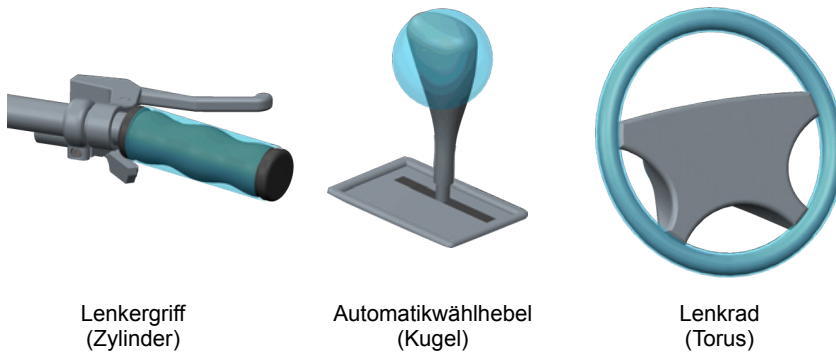


Bild 54: Bedienelemente mit zugeordneten virtuellen Affordanzvermittlern

Es sind folglich die drei konkreten Featureklassen `Zylinder:Greifbar`, `Kugel:Greifbar` und `Torus:Greifbar` zu entwickeln. Dabei muss zunächst festgelegt werden, welche Endeffektoren an der Interaktion beteiligt sind. Da alle drei Affordanzvermittler durch Kraftgriffe gegriffen werden sollen, sind Bereiche der Handfläche und der Finger involviert. Bild 55 zeigt zwei unterschiedlich detaillierte Modelle, die zur Abbildung eines solchen Kraftgriffs in Erwägung gezogen werden können: Im hochauflösenden Modell (links) wird jeder Kontaktbereich zwischen der Objektoberfläche und der Hand als Endeffektor betrachtet und durch entsprechende kinematische und dynamische Zwangsbedingungen dargestellt. Derartige Greifmodelle werden u.a. zur Steuerung humanoider Roboter eingesetzt [88, 118]. Das reduzierte Modell (rechts) formuliert die Hand-Objekt-Beziehung auf Grundlage der Handfläche als alleinigen für den Kraftgriff charakteristischen Endeffektor. Etwaige Kräfte, die zwischen Objekt und Hand übertragen werden, fließen somit direkt in ein Segment der Mittelhand, sodass im Rahmen der muskuloskelettalen Analyse keine Aussagen über die Beanspruchung der Fingergelenke etc. getroffen werden können. Das reduzierte Modell entspricht jedoch dem approximierenden Charakter der Affordanzfeatures und wird daher als Lösungsansatz gewählt. Jede der drei Featureklassen referenziert die beiden Endeffektoren `R_PALM` und `L_PALM` (Handflächen)

aus Tabelle 4. Hinsichtlich des Kraftaustauschs zwischen Hand und Objekt wird angenommen, dass diese vollständig miteinander gekoppelt sind (siehe oben), wobei als Koppelpunkt stets der Ort des Endeffektors auf der Handfläche dient. Es verbleiben also die kinematischen Beziehungen, welche nachfolgend für jede der drei Featureklassen formuliert werden.

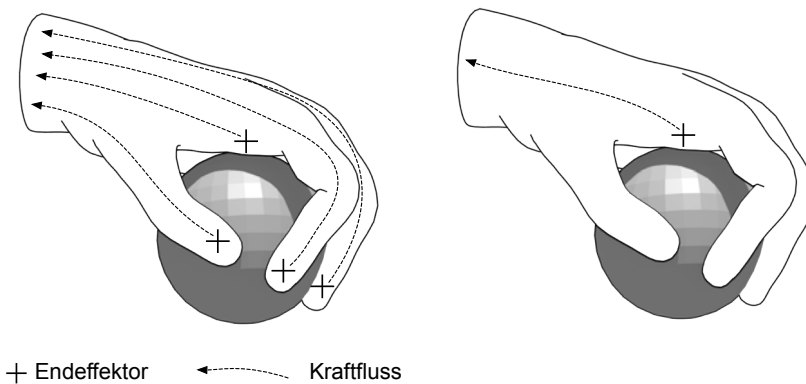


Bild 55: Modelle eines Kraftgriffs: hochauflösend (links) und reduziert (rechts)

Zylinder : Greifbar

Bei dem für zylindrische Gegenstände charakteristischen Kraftgriff umschließen die Finger die Mantelfläche des Zylinders wobei dessen Mittelachse ungefähr in Richtung der palmaren Rinne orientiert ist. Die Zusammenhänge zur vektoriellen Beschreibung dieser Hand-Objekt-Beziehung sind in Bild 56 dargestellt. Der Zylinder sei durch einen Ursprung \vec{o} , die Mittelachse \vec{a} , den Radius r sowie die Länge l vollständig beschrieben. Diese Parameter lassen sich direkt aus der entsprechenden CAD-Regelfläche bestimmen. Die Handflächen (R_PALM bzw. L_PALM) werden jeweils durch den Ort \vec{p} , die Flächennormale \vec{d}_1 und die Richtung der palmaren Rinne \vec{d}_2 spezifiziert. Zunächst wird gefordert, dass der Achsenvektor \vec{a} des Zylinders kollinear zur palmaren Rinne der Hand \vec{d}_2 verläuft. Zusätzlich muss gewährleistet sein, dass sich der Ortspunkt \vec{p} des Endeffektors auf der Zylindermantelfläche

aufhält. Dies ist gleichbedeutend mit der Forderung, dass der um den Betrag des Radius r entlang der Flächennormale \vec{d}_1 verschobene Referenzpunkt

$$\vec{p}^* = \vec{p} + r \cdot \vec{d}_1 \quad (45)$$

ein Element der Strecke ist, die durch die Zylinderachse und die beiden Stirnflächen des Zylinders festgelegt wird. Im Affordanzfeature wird die Interaktion also durch die folgenden grundlegenden kinematischen Beziehungen beschrieben:

- Vektor \vec{a} kollinear zu Vektor \vec{d}_2 (Gleichung (24))
- Punkt \vec{p}^* auf Strecke \vec{o}, \vec{a}, l (Gleichungen (28) und (29))

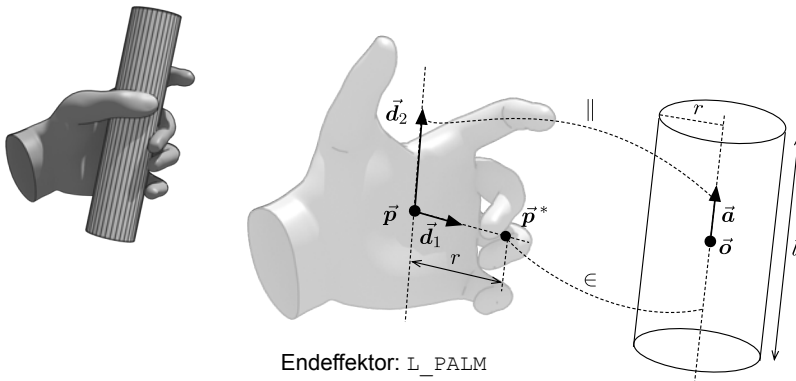


Bild 56: Zu den kinematischen Beziehungen zwischen Hand und Zylinder

Kugel : Greifbar

Kugelförmige Gegenstände werden häufig mit einem pentadigitalen Kraftgriff aufgenommen. Dabei umschließen alle fünf Finger der Hand die Kugel (Bild 57). Ähnlich wie beim Zylinder kann auch für diesen Fall ein reduziertes Greifmodell entwickelt werden. Die Kugelgeometrie wird durch ihren Ursprung \vec{o} und den Radius r parametrisiert. Bei den Handflächen (R_PALM bzw. L_PALM) ist jeweils der Ort \vec{p} und die Flächennormale \vec{d}_1 relevant. Es wird gefordert, dass der Ort des Endeffektors \vec{o} auf der Kugeloberfläche liegen muss, und gleichzeitig die Flächennormale \vec{d}_1 auf den Kugelmittelpunkt \vec{o} zeigt. Diese Bedingungen können sehr elegant mit nur

einer geometrischen Zwangsbedingung formuliert werden, wenn der Ort des Endeffektors wie in Gleichung (45) um den Betrag des Kugelradius r entlang der Flächennormale \vec{d}_1 verschoben wird. Der verschobene Ortspunkt \vec{p}^* muss dann mit dem Kugelmittelpunkt zusammenfallen:

- Punkt \vec{p}^* auf Punkt \vec{o} (Gleichung (27))

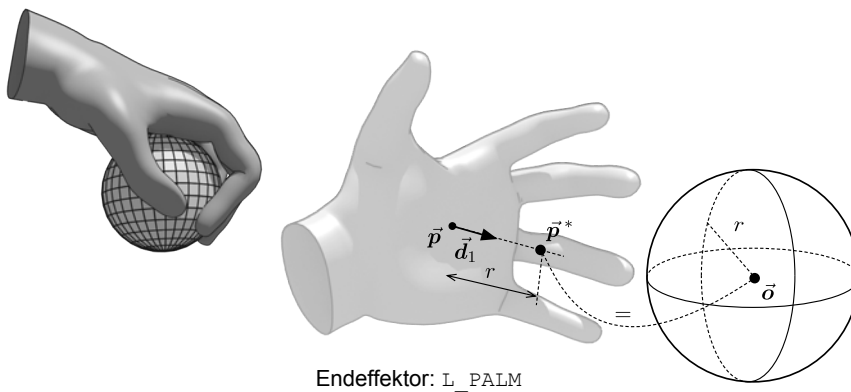


Bild 57: Zu den kinematischen Beziehungen zwischen Hand und Kugel

Torus : Greifbar

Ein Torus wird ähnlich wie ein Zylinder gegriffen, mit dem Unterschied, dass die Handfläche entlang des gesamten Umfangs positioniert werden kann (Bild 58). Die parametrische Darstellung der Torusgeometrie beruht auf einem Kreis mit Radius r , der im Abstand R um eine Achse \vec{a} rotiert. Die Rotationsebene ist durch den Ursprungspunkt \vec{o} festgelegt. Bei der Interaktion der Handfläche mit dem Torus liegt der Ortspunkt \vec{p} des Endeffektors auf der Torusoberfläche während die palmare Rinne \vec{d}_2 tangential zum Rotationskreis orientiert ist. Die Bedingung, dass \vec{p} auf der Torusoberfläche liegt, kann, wie im Fall des Zylinders, durch die Forderung ersetzt werden, dass der um den Betrag des kleinen Radius r entlang der Flächennormale \vec{d}_1 verschobene Ortspunkt \vec{p}^* auf der Rotationskreislinie liegt. Die Hand-Torus-Interaktion wird also durch die kinematische Beziehung

- Gerade \vec{p}^* , \vec{d}_2 tangential an Kreis \vec{o} , \vec{a} , R (Gleichungen (33) - (35))

beschrieben.

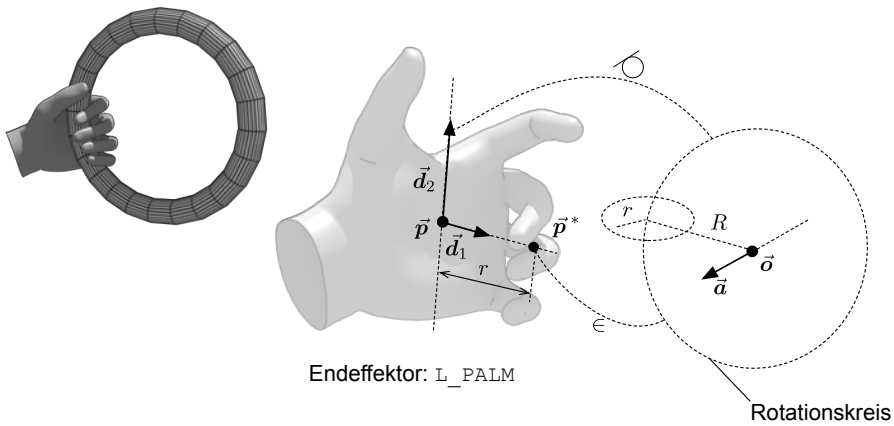


Bild 58: Zu den kinematischen Beziehungen zwischen Hand und Torus

5.1.6 Basisfeature Betretbar

Dieses Affordanzfeature spezifiziert einen Produktbereich als „betretbar“. Eine konkrete Featureklasse wird im Folgenden für eine ebene Fläche als Affordanzvermittler entwickelt. Das Stehen auf dem Zehensegment wird durch die Endeffektoren R_FOREFOOT bzw. L_FOREFOOT abgebildet, wohingegen die Endeffektoren R_FOOT bzw. L_FOOT dem Stand auf der gesamten Fußsohle zugeordnet sind (Bild 59).

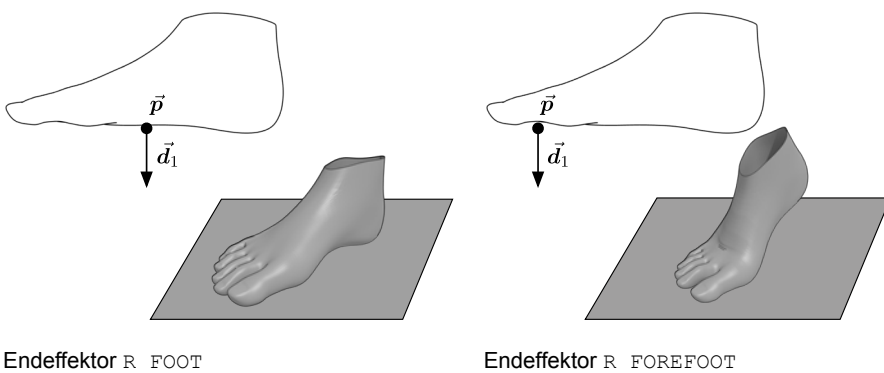


Bild 59: Endeffektoren zum Stehen auf einer ebenen Fläche als Affordanzvermittler

Die betretbare Fläche sei durch eine Ebene mit Ursprung \vec{o} und den Normalenvektor \vec{n} repräsentiert, die durch eine Kreislinie mit Radius r begrenzt wird (Bild 60). Die Bedingungen für sicheres Stehen sind, dass der Ortspunkt des Endeffektors \vec{p} innerhalb der Kreisfläche liegt und zusätzlich die Flächennormale des Endeffektors \vec{d}_1 antiparallel zum Normalenvektor \vec{n} der Ebene orientiert ist. Die kinematischen Beziehungen für die Featureklasse Fläche: Betretbar lauten demnach:

- Punkt \vec{p} in Kreisfläche \vec{o}, \vec{n}, r (Gleichungen (30) und (31))
- Vektor $-\vec{d}_1$ parallel zu Vektor \vec{n} (Gleichung (25))

Die kreisförmige Begrenzung der Fläche wurde gewählt, da für diesen Fall die Zwangsbedingungen besonders einfach sind. Allgemein können jedoch auch polygonale Begrenzungen nötig sein.

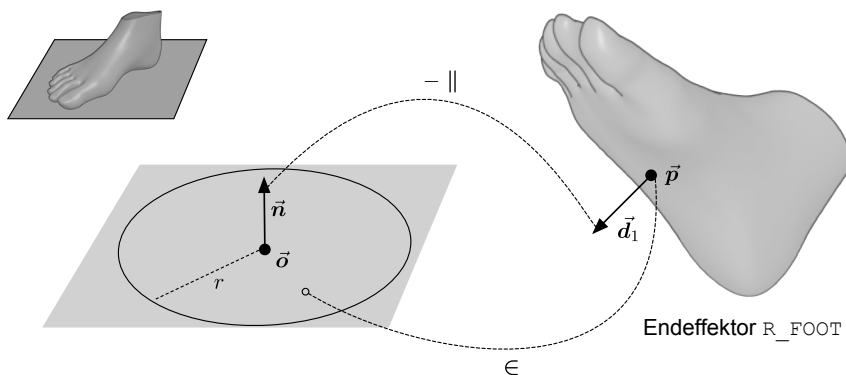


Bild 60: Zu den kinematischen Beziehungen zwischen Fuß und Kreisfläche

Der Kraftaustausch zwischen Fuß und Fläche wird durch einen Kreisfläche-Ebene Kontakt abgebildet. Der Kontaktradius r_c ist so zu wählen, dass er die Größe der Aufstandsfläche des Endeffektors möglichst gut wiedergibt. Dieser Parameter ist also zur Laufzeit je nachdem mit welchem Endeffektor das Affordanzfeature kombiniert wird, anzupassen. Der Reibwert μ_s des Kontaktmodells muss bei der Featuredefinition vom Produktentwickler abhängig von der Oberflächenbeschaffenheit der entsprechenden Fläche am Produkt festgelegt werden.

5.1.7 Basisfeature Drückbar

Bei vielen Bedienelementen der Mensch-Maschine-Schnittstelle erfolgt die Interaktion durch Aufbringen einer Druckkraft. Drückbare Produktbereiche sind jedoch nicht nur an Schaltern, Tastaturen und Pedalen zu finden. Auch Touchscreens kann diese Affordanz zugeschrieben werden, obwohl hier kein nennenswerter Kraftaustausch erfolgt. Anders als beim Greifen oder Betreten kommen für diese Interaktionsform mehrere sehr unterschiedliche Endeffektoren in Frage. Die in Bild 61 gezeigte Auswahl wird aus der Alltagserfahrung heraus als besonders charakteristisch angesehen. Alle Endeffektoren sind durch ihren Ort \vec{p} und die Flächennormale \vec{d}_1 definiert.

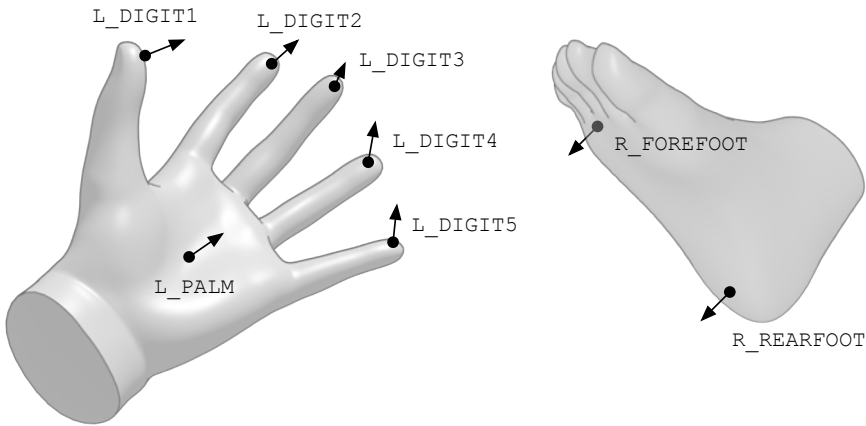


Bild 61: Charakteristische Endeffektoren des Basisfeatures Drückbar (sinngemäß an rechter Hand und linkem Fuß)

Eine konkrete Featureklasse zur Spezifikation drückbarer Produktbereiche wird an dieser Stelle für eine Kreisfläche als Affordanzvermittler behandelt, die durch ihren Ursprung \vec{o} , den Normalenvektor \vec{n} und den Radius r parametrisiert ist (Bild 62). Daher sind die kinematischen und dynamischen Beziehungen mit einer Ausnahme identisch zu denen des Basisfeatures Betretbar. Anstatt die exakte Antiparallelität der beiden Normalenvektoren \vec{n} und \vec{d}_1 zu fordern, soll beim Drücken einer Fläche eine gewisse Winkelabweichung der Normalen zugelassen werden. Durch diese weichere Formulierung der Richtungsbedingung kann ein Abrollen des balligen Endeffektors auf dem Affordanzvermittler ermöglicht werden. Der erlaubte

Zwischenwinkel β wird im Fall der Fingerbeeren und des Rückfußes auf einen Wert von 45° und für die nahezu ebene Handfläche auf 5° festgelegt. Die kinematischen Beziehungen für die Featureklasse Fläche:Drückbar lauten demnach:

- Punkt \vec{p} in Kreisfläche \vec{o} , \vec{n} , r (Gleichungen (30) und (31))
- Winkel zwischen Vektoren $-\vec{d}_1$ und \vec{n} kleiner als β (Gleichung (26))

Der Kraftaustausch zwischen Endeffektor und Affordanzvermittler wird durch einen Kreisfläche-Ebene Kontakt abgebildet, wobei sich der Betrag der Kontaktradien nach der ungefähren Größe des realen Interaktionsbereichs am Endeffektor richtet (Fingerbeere, Handfläche etc.).

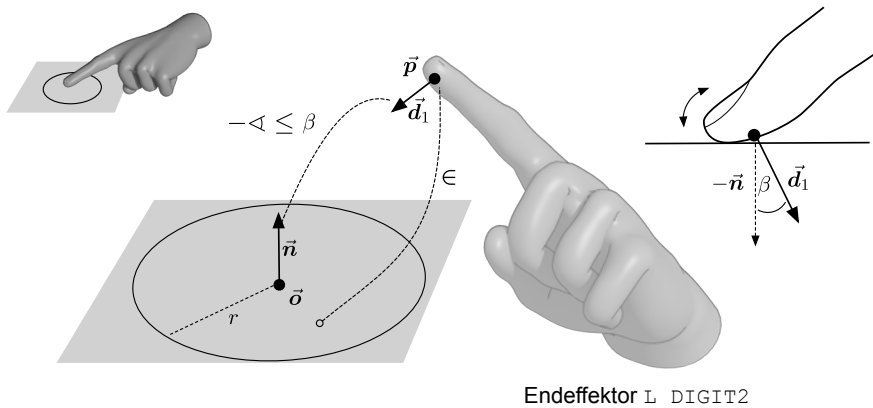


Bild 62: Zu den kinematischen Beziehungen zwischen Endeffektor und Kreisfläche am Beispiel einer Fingerbeere

5.1.8 Basisfeature Besetzbar

Als „besetzbar“ werden Produktbereiche angesehen, die als Sitz- oder Lehnflächen dienen sollen. Da sich die konkrete Featureklasse nur durch die möglichen Endeffektoren vom Basisfeature Drückbar unterscheidet, wird auf eine Darstellung der kinematischen und dynamischen Beziehungen verzichtet. Beim Sitzen ruht ein großer Teil des Körpergewichts auf dem Bereich um die Sitzhöcker (*tuber ischiadicum*) des Beckens [105]. Die Interaktion mit der Sitzfläche wird daher gemäß Bild 63 auf Grundlage des Endeffektors PELVIS beschrieben. Im Fall einer Lehnfläche kommt für die

Interaktion auch der Endeffektor BACK in Betracht, welcher im Bereich der Brustwirbelsäule angeordnet ist. Der zulässige Winkel zwischen den Normalen von Affordanzvermittler und Endeffektor wird auf $\alpha = 45^\circ$ festgelegt. Hinsichtlich des Kraftaustauschs ist zu beachten, dass eine in der Realität meist vorhandene Stützwirkung der Oberschenkel in diesem einfachen Modell nicht berücksichtigt wird.

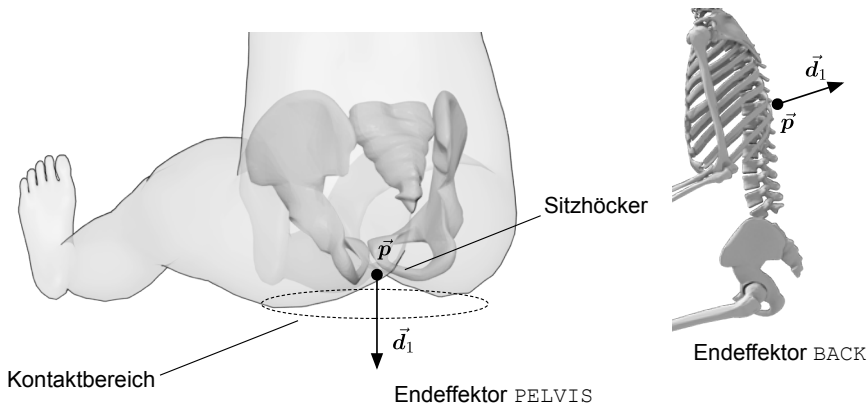


Bild 63: Endeffektoren zur Abbildung der Sitzhocker (links) und des Rückens (rechts). Eine mögliche Stützwirkung der Oberschenkel wird in diesem Modell vernachlässigt.

5.1.9 Basisfeature Fokussierbar

Das Konzept der Affordanzfeatures ist auch auf Blickinteraktionen anwendbar, bei denen kein physischer Kontakt zwischen Endeffektor und Affordanzvermittler vorliegt. Produktbereiche, deren Verwendungszweck eine Fokussierung durch den Nutzer vorsieht, finden sich zum Beispiel an Anzeigeelementen, Displays und Spiegeln. Am Beispiel des Touchscreens wird deutlich, dass nahezu jedes Bedienelement, das mit den Händen kontaktiert wird, zusätzlich auch als fokussierbar spezifiziert werden kann, sofern die Hand-Auge-Koordination für die Bedienung essentiell ist. Der Affordanzvermittler der konkreten Featureklasse Punkt:Fokussierbar ist ein Referenzpunkt \vec{s} auf der Oberfläche der Produktgeometrie. Die Sichtlinie des Nutzers wird am Menschmodell durch den Endeffektor EYES beschrieben, dessen Ort \vec{p} mittig zwischen den Augen liegt und dessen Richtungsvektor \vec{d}_1 in Richtung der zentralen Gesichtssache weist (Bild [64](#)).

Soll der Referenzpunkt fokussiert werden, muss er von dem durch \vec{p} und \vec{d}_1 festgelegten Strahl getroffen werden:

- Strahl \vec{p} , \vec{d}_1 auf Punkt \vec{s} (Gleichung (32))

Bei diesem Modell wird eine Bewegung der Pupillen vernachlässigt. Die Fokussierung wird nur durch Position und Orientierung des Kopfsegments beeinflusst.

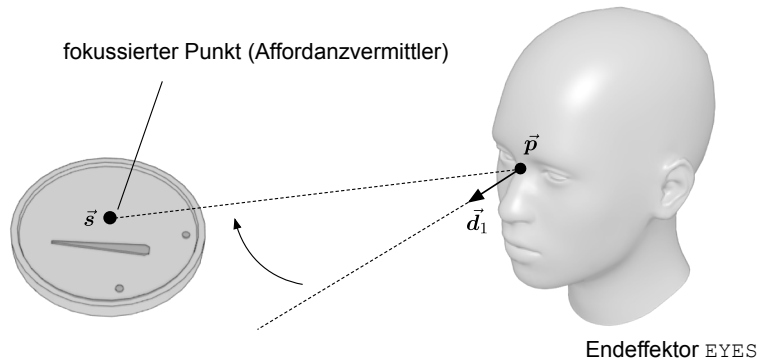


Bild 64: Zu den kinematischen Beziehungen zwischen zentraler Gesichtssache und fokussiertem Punkt

5.2 Lastfeatures

Lastfeatures repräsentieren Kräfte, Drehmomente und Beschleunigungen, die in einer bestimmten Nutzungssituation auf das Produkt oder direkt auf den Menschen wirken. Sie erweitern die CAD-Datenstruktur um Informationen über das Betriebsverhalten des Produkts bzw. den Zustand der Arbeitsumgebung und werden daher auf Ebene der Produktbaugruppe definiert. Bild 65 verdeutlicht das Datenmodell. Jedes Lastfeature referenziert genau ein Bauteilmodell der Produktbaugruppe, auf dessen äquivalenten Starrkörper die Last wirken soll. Es ist dabei unerheblich ob dieses Bauteil eine technische Komponente oder ein Körpersegment des Menschmodellavatars ist. Die Lastinformation selbst wird in Form zweier Vektoren zur Angabe des Lastangriffspunkts \vec{p} und des Lastvektors \vec{v} gespeichert. Diese beziehen sich immer auf das lokale Koordinatensystem des Bezugsbauteils.

Von der abstrakten Basisklasse Lastfeature werden drei konkrete Featureklassen abgeleitet:

- Konstante Kraft, repräsentiert durch Angriffspunkt und Kraftvektor
- Konstantes Drehmoment: Da Drehmomente in der Starrkörperdynamik frei verschiebbar sind, ist hier nur der Drehmomentvektor relevant. Der Lastangriffspunkt wird standardmäßig auf den Ursprung des Bauteilkoordinatensystems gelegt.
- Globales Beschleunigungsfeld: Der Beschleunigungsvektor wird im globalen Koordinatensystem der Produktbaugruppe (= Inertialsystem des MKS) interpretiert. In diesem besonderen Fall muss keine Referenz auf ein Bauteilmodell gespeichert werden. Ebenso ist der Lastangriffspunkt irrelevant.

Bei der Synchronisation der CAD-Datenstruktur mit der MKS-Datenstruktur werden alle in der Produktbaugruppe definierten Lastfeatures durch entsprechende Größen im Mehrkörpersystem abgebildet.

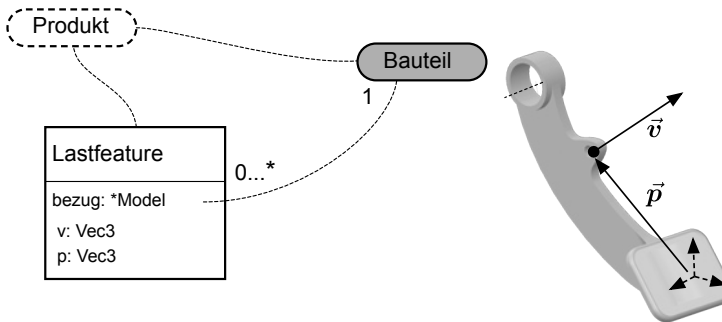


Bild 65: Datenmodell eines Lastfeatures: Das Feature wird auf Baugruppenebene definiert und referenziert genau ein Bauteilmodell, auf dessen äquivalenten Starrkörper die Last bezogen wird.

5.3 Use Case-Features

5.3.1 Use Cases

Aus dem Software Engineering ist das Konzept des *Use Case* (Anwendungsfall) bekannt. Unter einem Use Case ist eine strukturierte Beschreibung von Aufgaben zu verstehen, welche bei der Interaktion zwischen einem Akteur (Nutzer) und einem System (Produkt) ausgeführt werden [108]. COCKBURN [37] empfiehlt, Use Cases nach Zielen zu strukturieren, welche der Akteur durch die Interaktion mit dem System erreichen möchte. Es ergibt sich ein hierarchisches Schema, das anhand eines Beispiels in Bild 66 dargestellt ist. Ausgangspunkt ist stets ein unmittelbares Ziel des Nutzers (*user level goal*). Der Fahrer eines PKW könnte den Wunsch haben, das Fahrzeug anzuhalten. Die Frage, wie er dabei erwartungsgemäß vorgehen wird, ist auf der Ebene der *sub-functions* als Abfolge von Aufgaben beschrieben, die für sich genommen wieder als Use Cases betrachtet werden können. Der Fahrer wird zunächst das Gas wegnehmen und dann die Bremse betätigen. Anschließend überwacht er laufend Geschwindigkeit und Motordrehzahl, um zum gegebenen Zeitpunkt in einen anderen Gang zu schalten. Natürlich sind hier auch alternative Szenarien denkbar, deren Einschätzung dem Produktentwickler obliegt. Neben dieser Zergliederung eines Use Case kann dieser auch in einen hierarchisch höher stehenden eingebettet sein. So wird auf dem *summary level* die Frage beantwortet, warum ein bestimmtes Ziel auf dem *user level* besteht. Der Fahrer des PKW könnte z.B. anhalten wollen, um zu tanken.

In der nutzerzentrierten Produktentwicklung dienen Use Cases vornehmlich der Spezifikation von funktionalen Anforderungen [22, 218]. Bei der Formulierung sind daher Details über die technische Realisierung des Systems auszublenden [37]. In der Entwurfsphase des PEP liegt das Produktkonzept jedoch bereits fest. Ausreichend konkretisierten Use Cases (tendenziell auf Ebene der *sub-functions*) können dann Affordanzen zugeordnet werden, die vom Akteur zeitgleich oder nacheinander in Anspruch genommen werden müssen, um die durch den Use Case beschriebene Aufgabe zu erfüllen [80]. Im vorliegenden Beispiel ist der Use Case „Schalten“ mit Affordanzen des Kupplungspedals und des Schaltknüppels assoziiert. Wird der übergeordnete Anwendungsfall (PKW fahren) berücksichtigt, ist ersichtlich, dass sich der Fahrer dabei auf einem Sitz befinden und das Lenkrad sichern muss. Ebenso folgt aus dem Produktkonzept, dass etwa bei der Bedienung des Kupplungspedals eine Widerstandskraft überwunden werden muss, und in welcher

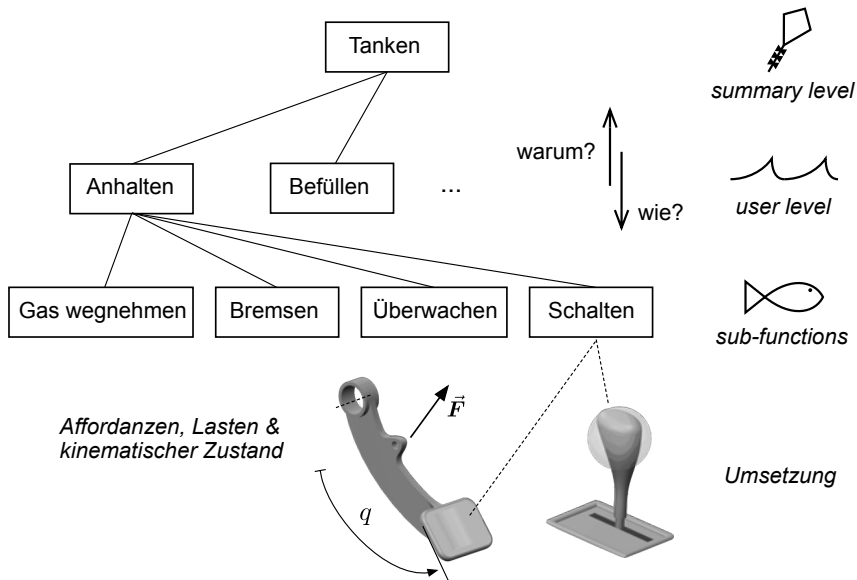


Bild 66: Hierarchie von Use Cases nach dem Schema von COCKBURN [37]. Bei bekanntem Produktkonzept (Umsetzung) sind ausreichend konkretisierten Use Cases Affordanzen zuordenbar.

kinematischen Stellung das Pedal während der Interaktion ist. Diese Überlegungen führen auf die Idee, Use Cases innerhalb der CAD-Datenstruktur als eine Aggregation von Affordanzfeatures, Lastfeatures und Informationen über den kinematischen Zustand des Produktmodells darzustellen.

5.3.2 Datenmodell von Use Case-Features

Ein Use Case-Feature repräsentiert einen sehr konkret formulierten Anwendungsfall. Das entsprechende Datenobjekt wird in der CAD-Datenstruktur auf Ebene der Produktbaugruppe gespeichert (Bild 67). Es enthält Referenzen zu bestehenden Last- und Affordanzfeatures und dokumentiert den für den Anwendungsfall charakteristischen kinematischen Zustand der Produktbaugruppe. Hierzu wird ein Vektor mit den Lageparametern der Einbaubedingungen von beweglich in der Baugruppe verankerten Komponenten gespeichert (Abschnitt 4.4.2). Da die meisten Affordanzen mit unterschiedlichen Endeffektoren in Anspruch genommen werden können,

muss zu jedem referenzierten Affordanzfeature vermerkt werden, mit welchem Endeffektor die Interaktion im betreffenden Use Case erfolgt. Die Zuordnung obliegt dem Produktentwickler, wobei es möglich ist, verschiedene Szenarien zu modellieren. Im vorliegenden Beispiel (Gangwechsel) wird die Besetzbarkeit des Fahrersitzes, die Drückbarkeit des Kupplungspedals sowie die Greifbarkeit von Lenkrad und Schalthebel benötigt. Das Kupplungspedal wird üblicherweise mit dem linken Vorfuß (L_FOREFOOT) bedient. Bei Fahrzeugen, die für den Rechtsverkehr ausgelegt sind, erfolgt die Bedienung des Schalthebels mit der rechten Hand (R_PALM). Wird ein Endeffektor zusammen mit einer Affordanz in Anspruch genommen, so ist er für weitere Interaktionen gesperrt. Daher muss das Lenkrad in diesem Fall mit der linken Hand (L_PALM) gegriffen werden. Zur Darstellung komplexere Anwendungsfälle kann jedes Use Case-Feature optional eine Referenz auf ein anderes, hierarchisch höheres stehendes Use Case-Feature speichern, in dessen Ablaufszenario es eingebettet ist.

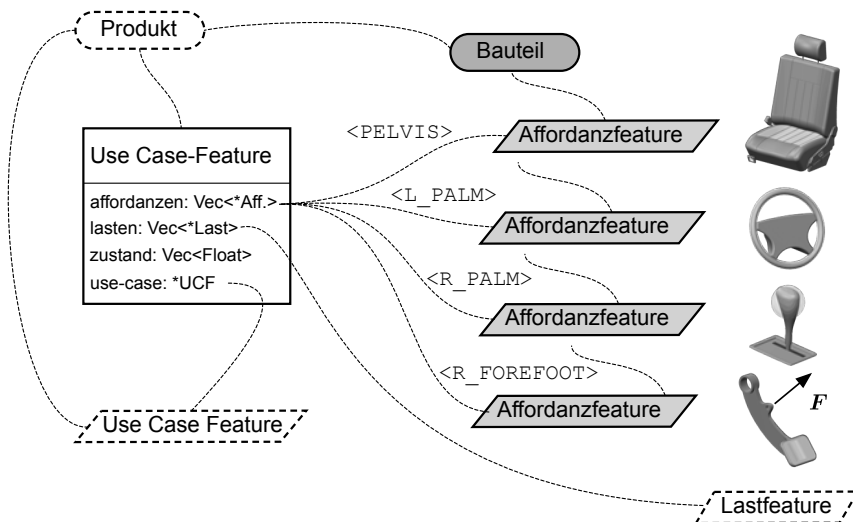


Bild 67: Datenmodell eines Use Case-Features: Es werden Referenzen auf bestehende Affordanz- und Lastfeatures gespeichert. Zudem wird der für den Anwendungsfall charakteristische kinematische Zustand des Produktmodells dokumentiert.

5.4 Fazit

In diesem Kapitel wurden drei neue Klassen von CAD-Features eingeführt, welche die CAD-Datenstruktur um eine Beschreibung physischer Mensch-Maschine-Interaktionen erweitern. Es ist zu beachten, dass das vorgestellte Featurekonzept nicht dazu dient, menschliches Verhalten (oder Fehlverhalten) während der Produktnutzung vorherzusagen, sondern dazu, um mögliche Nutzungsszenarien als Testfälle für die konstruktionsbegleitende ergonomische Analyse im Produktmodell zu dokumentieren. Die Datendurchgängigkeit zwischen CAD-System und Menschsimulation wird hierdurch hergestellt, zumal letztere ihre Eingabeinformationen nun assoziativ aus dem Produktmodell beziehen können.

Da dieser Arbeit eine statische Sicht auf die Mensch-Maschine-Interaktion zugrunde liegt, ist die durch ein Use Case-Feature modellierte Aufgabe mit einer Körperhaltung verbunden, die mit Hilfe des im folgenden Kapitel dargestellten Simulationsverfahrens vorhergesagt werden kann.

6 Prädiktives Simulationsverfahren zur statischen muskuloskelettalen Analyse

Mit Hilfe der in Kapitel 5 entwickelten CAD-Features wird die CAD-Datenstruktur um Informationen zur Interaktion von Mensch- und Produktmodell erweitert. Für ein bestimmtes Use Case-Feature lässt sich ermitteln, welche Affordanzfeatures mit welchen Endeffektoren für die Interaktion benötigt werden. Zusammen mit den Lastfeatures bilden diese Informationen die Eingabedaten für ein prädiktives Simulationsverfahren, um aufseiten des MKS den vollständigen statischen Zustand des menschlichen Bewegungsapparates zu bestimmen.

6.1 Problemstellung

Als Resultat der CAD-MKS Kopplung liegt ein kombiniertes Mensch-Maschine-Mehrkörpersystem vor, wie es beispielhaft in Bild 68 skizziert ist. Der Vektor der generalisierten Koordinaten des Systems \vec{q} zerfällt in die Koordinaten \vec{q}_h des Menschmodells und die des Produktmodells \vec{q}_p . Die Menschmodellkoordinaten definieren die Körperhaltung sowie die globale Raumposition des Menschmodells und werden als unbekannt angenommen. Der kinematische Zustand des Produktmodells \vec{q}_p (z.B. die Stellung des Hebels) folgt hingegen aus dem Use Case-Feature. Durch Lastfeatures sind die im Produktmodell wirkenden Kräfte \vec{F}_p und Drehmomente $\vec{\tau}_p$ ebenso wie die Gravitation \vec{g} vorgegeben. Unbekannt sind hingegen die inneren Kräfte des menschlichen Bewegungsapparates. Je nach Modellbildung können dies Muskelkräfte $\vec{F}_m(\vec{\alpha})$ oder Gelenkdrehmomente $\vec{\tau}_m(\vec{\alpha})$ sein, die in Abhängigkeit der jeweiligen Aktivität α dargestellt sind. Auch die durch die Affordanzfeatures angelegten Interaktionskräfte $\vec{F}_c(\vec{\lambda})$ und -momente $\vec{\tau}_c(\vec{\lambda})$ sind unbekannt. Die Problemstellung der **prädiktiven statischen Analyse** besteht nun darin, einen Systemzustand

$$\vec{x} = [\vec{q}_h \ \vec{\alpha} \ \vec{\lambda}]^T \quad (46)$$

zu finden, der die folgenden Anforderungen erfüllt:

1. Die Körperhaltung \vec{q}_h genügt den kinematischen Beziehungen $\vec{g}_k(\vec{q}_h)$ (Gleichungen) und $\vec{h}_k(\vec{q}_h)$ (Ungleichungen), welche durch die Affordanzfeatures zwischen Geometrieelementen von Mensch- und Produktmodell definiert werden.
2. Physikalische Konsistenz: Unter statischer Betrachtung bedeutet dies, dass alle im Mehrkörpersystem wirkenden Kräfte miteinander im Gleichgewicht stehen.
Die Gleichgewichtslage wird durch die Körperhaltung \vec{q}_h , die Interaktionskraftmultiplikatoren $\vec{\lambda}$ und die Aktivitäten $\vec{\alpha}$ der körperinneren Kräfte beeinflusst. Die Interaktionskräfte müssen ggf. zusätzliche Kontaktbedingungen (z.B. Haftreibgesetz, vgl. Abschnitt 5.1.4) erfüllen.

Aus dem Systemzustand lassen sich anschließend die für die ergonomische Analyse wichtigen biomechanischen Beanspruchungsgrößen berechnen.

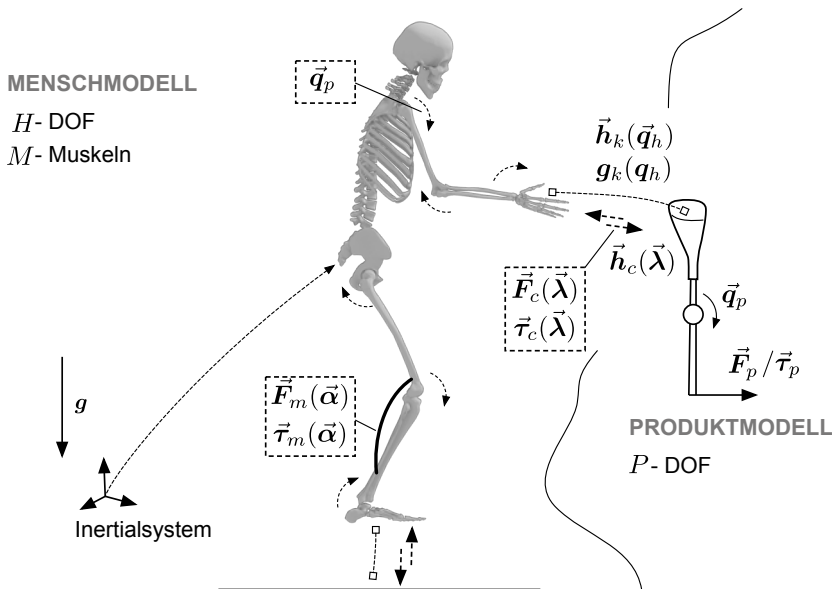


Bild 68: Zur prädiktiven statischen Analyse: Gesucht wird eine Körperhaltung \vec{q}_h , die den kinematischen Beziehungen $\vec{g}_k(\vec{q}_h)$ und $\vec{h}_k(\vec{q}_h)$ genügt sowie die unbekannten Muskelkräfte $\vec{F}_m(\vec{\alpha})$ und unbekannten Interaktionskräfte $\vec{F}_c(\vec{\lambda})$, welche das gesamte Mensch-Maschine-MKS im statischen Gleichgewicht halten.

6.2 Lösungsansatz und Abgrenzung zu bestehenden Verfahren

Es ist ersichtlich, dass die oben skizzierte Problemstellung aus zwei miteinander gekoppelten Teilproblemen besteht:

- **Inverskinematisches Problem:** Es wird eine Körperhaltung gesucht, die eine Gruppe von kinematischen Beziehungen erfüllt.
- **Inversdynamisches Problem:** Gesucht wird eine Gruppe von unbekanntem Kräften, die das gesamte MKS bei gegebenem kinematischen Zustand im statischen Gleichgewicht halten.

Aufgrund der kinematischen und dynamischen Unbestimmtheit des menschlichen Bewegungsapparates sind diese Probleme im Allgemeinen nicht eindeutig lösbar. Es existieren beispielsweise mehrere Stellungen des Arms, um mit dem Finger ein bestimmtes Ziel im Raum zu erreichen. Im Bereich der Dynamik liegt die Unbestimmtheit darin begründet, dass jedes Gelenk von mindestens zwei Muskeln (*Agonist*, *Antagonist*) aktuiert wird. Ein bestimmter Drehmomentbedarf kann daher stets durch verschiedene Aktivitätsmuster der Muskulatur erfüllt werden. Auch die Interaktion zwischen Körper und Umgebung ist in manchen Fällen dynamisch unbestimmt. Beispielsweise kann eine Person, die einen Gegenstand in der Hand hält, ihre Muskulatur beliebig stark anspannen. Dabei nehmen die Kontaktkräfte zwischen den Fingern und dem Objekt zu, während die resultierende Kraft und damit die Bewegung des Objekts konstant bleiben kann. Es ist also nicht möglich, von einem gegebenen kinematischen Zustand in eindeutiger Weise auf die Kraftverteilung innerhalb eines muskuloskeletalen Mehrkörpersystems zu schließen. In der Biomechanik sind nach dem Stand der Technik Optimierungsansätze etabliert, um der kinematischen und dynamischen Unbestimmtheit des Bewegungsapparates zu begegnen.

Auch das im Folgenden dargestellte Verfahren zur prädiktiven statischen Analyse basiert auf einem mathematischen Optimierungsansatz, der auf Grundlage des unbekanntem Systemzustands $\vec{x} = [\vec{q}_h \ \vec{\alpha} \ \vec{\lambda}]^T$ formuliert wird (Bild 69). Die kinematischen Zustandsvariablen \vec{q}_h und die dynamischen Zustandsvariablen $\vec{\alpha}$ und $\vec{\lambda}$ werden dabei völlig gleichberechtigt als Parameter eines beschränkten Optimierungsproblems [82] aufgefasst. Jede Lösung des Problems muss drei Arten von Nebenbedingungen erfüllen. Dabei handelt es sich um die im vorigen Abschnitt erwähnten kinematischen

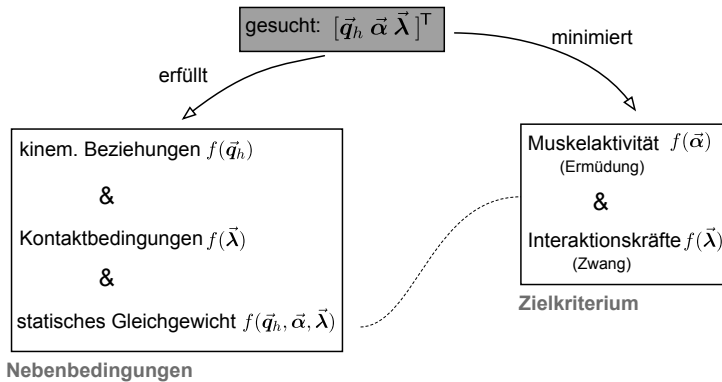


Bild 69: Optimierungsansatz zur Bestimmung eines physikalisch konsistenten Systemzustandes, welcher alle kinematischen und dynamischen Nebenbedingungen befriedigt. Um die Unbestimmtheit des Systems aufzulösen, wird eine ermüdungsoptimale Lösung gesucht. Interaktionen erfolgen mit kleinstem Zwang.

Beziehungen, die statischen Gleichgewichtsbedingung und die Kontaktbedingungen. Als Zielkriterium wird eine Minimierung der Muskelaktivität gefordert. Nach CROWNINSHIELD [40] entspricht dies dem Prinzip der minimalen muskulären Ermüdung. Es wird also angenommen, dass Menschen dazu tendieren, unnötig ermüdende Körperhaltungen zu vermeiden. Zusätzlich sollen Interaktionen zwischen Mensch und Umgebung mit möglichst geringen Interaktionskräften vonstattengehen. Dieses Zielkriterium ist lose durch das GAUSS'sche Prinzip des Geringsten Zwangs [179] motiviert und wird in der Literatur [72, 183, 21] häufig angewandt, um eine mögliche dynamische Unbestimmtheit im Bereich der Kontakte zu eliminieren. Direkt ist das Zielkriterium der Optimierung damit nur von den dynamischen Zustandsgrößen $\vec{\alpha}$ und $\vec{\lambda}$ abhängig. Über die statische Gleichgewichtsbedingung besteht jedoch eine Verbindung zur Körperhaltung \vec{q}_h .

Im Stand der Technik finden sich bereits mehrere Vorschläge zur Vorhersage menschlicher Körperhaltungen (vgl. Abschnitt 2.4.4). Der hier entwickelte Lösungsansatz ist mit einem Verfahren verwandt, das von KOMURA [122] und in ähnlicher Form auch von RASMUSSEN [177] beschrieben wurde. Die Idee besteht darin, die gekoppelte Problemstellung in ein inverskinematisches (IK) und ein inversdynamisches Teilproblem (ID) zu separieren (Bild 70). Das Zielkriterium des IK-Problems wird als eine alleinige Funktion der Körperhaltung \vec{q}_h betrachtet. Um dennoch die physikalische Konsistenz der Lösung zu erzwingen, ist bei jeder Auswertung des Zielkriteriums ein einge-

bettetes ID-Problem zu lösen, wobei die mit dem Körperhaltungsvorschlag verbundenen Muskelaktivitäten und Interaktionskräfte berechnet werden. Die Interaktionskräfte werden bei RASMUSSEN direkt mit in das ID-Problem einbezogen, während KOMURA diese unabhängig von den Muskelaktivitäten unter vereinfachenden Annahmen auf analytischem Weg bestimmt. Diese Aufspaltung hat gegenüber einer monolithischen Formulierung den Vorteil, dass jedes der beiden Optimierungsprobleme für sich genommen von geringerer Komplexität ist, was jedoch mit einer numerisch ungünstigen Eigenschaft erkauft wird: Weil das (innere) ID-Problem nicht für jeden Körperhaltungsvorschlag \vec{q}_h eine Lösung besitzen muss, kann nicht davon ausgegangen werden, dass das davon abhängende (äußere) IK-Zielkriterium auf dem gesamten Wertebereich von \vec{q}_h stetig ist. Selbst in stetigen Bereichen dürfte die Glattheit des Funktionsverlaufs schlecht sein, weil dessen Werte wiederum aus einem iterativen Optimierungsprozess (dem ID-Problem) resultieren [82]. Daher lassen sich zur Lösung des IK-Problems kaum Ableitungsinformationen der Zielfunktion nutzen, weshalb das Verfahren in der Praxis unter Verwendung gradientenfreier Optimierungsalgorithmen umgesetzt wird [69]. Diese konvergieren jedoch im Allgemeinen sehr viel langsamer als Gradientenverfahren [165].

Die im Folgenden näher dargestellte monolithische Formulierung ist also hauptsächlich durch die Möglichkeit zum Einsatz effizienter gradientenbasierter Lösungsverfahren motiviert (vgl. Abschnitt 6.4.2).

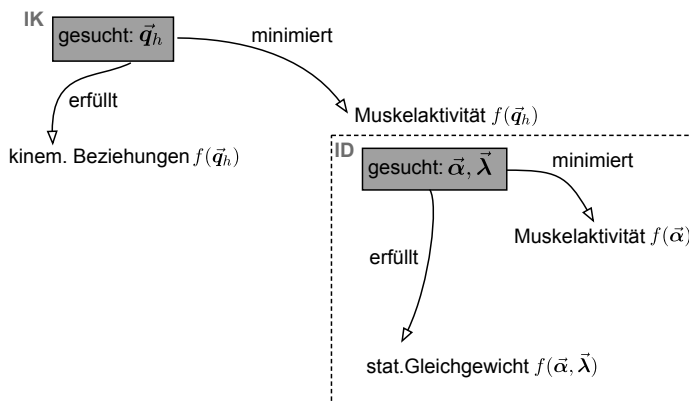


Bild 70: Lösungsansatz nach RASMUSSEN [177] und KOMURA [122]: Das gekoppelte Problem wird in ein reines IK-Problem und ein darin eingebettetes ID-Problem separiert.

6.3 Formulieren des Optimierungsproblems

6.3.1 Struktur

Der im vorigen Abschnitt skizzierte Lösungsansatz führt auf ein nicht-lineares beschränktes Optimierungsproblem der folgenden Struktur:

$$\min_{\vec{x}=[\vec{q}_h \ \vec{\alpha} \ \vec{\lambda}]^T} f(\vec{\alpha}, \vec{\lambda}) \quad \vec{q}_h \in \mathbb{R}^H, \vec{\alpha} \in \mathbb{R}^M, \vec{\lambda} \in \mathbb{R}^L \quad (47a)$$

$$\text{u.d.Nb.} \quad \vec{x}_{min} \leq \vec{x} \leq \vec{x}_{max} \quad (47b)$$

$$\vec{g}_k(\vec{q}_h) = \vec{0} \quad \vec{g}_k \in \mathbb{R}^{K_e} \quad (47c)$$

$$\vec{g}_d(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda}) = \vec{0} \quad \vec{g}_d \in \mathbb{R}^{H+P} \quad (47d)$$

$$\vec{h}_k(\vec{q}_h) \geq \vec{0} \quad \vec{h}_k \in \mathbb{R}^{K_i} \quad (47e)$$

$$\vec{h}_c(\vec{\lambda}) \geq \vec{0} \quad \vec{h}_c \in \mathbb{R}^{C_i} \quad (47f)$$

Hierin ist $f(\vec{\alpha}, \vec{\lambda})$ (47a) die zu minimierende Zielfunktion. Die Nebenbedingung (47b) beschreibt die Wertegrenzen für den Parametervektor $\vec{x} = [\vec{q}_h \ \vec{\alpha} \ \vec{\lambda}]^T$. Die durch die Affordanzfeatures definierten kinematischen Beziehungen verbergen sich hinter den Gleichheitsnebenbedingungen $\vec{g}_k(\vec{q}_h)$ (47c) (K_e skalare Gleichungen) und den Ungleichheitsbedingungen $\vec{h}_k(\vec{q}_h)$ (47e) (K_i skalare Ungleichungen). Der Vektor $\vec{g}_d(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})$ (47d) enthält die statischen Gleichgewichtsbedingungen, die im Raum der generalisierten Koordinaten des MKS formuliert werden. Folglich handelt es sich um $H + P$ skalare Gleichungen. (H =Anzahl DOF Menschmodell, P =Anzahl DOF Produktmodell) Schließlich sind noch die C_i skalaren Ungleichungen der Kontaktbedingungen zu berücksichtigen, welche im Vektor $\vec{h}_c(\vec{\lambda})$ (47f) gesammelt werden.

In den folgenden Abschnitten werden die Elemente des Optimierungsproblems detailliert betrachtet. Im Hinblick auf die numerische Lösung müssen zudem die Gradienten der Zielfunktion und der einzelnen Nebenbedingungen angegeben werden.

6.3.2 Zielfunktion

Die zu minimierende Zielfunktion soll ein Maß für die mit einer Körperhaltung verbundene mittlere Muskelaktivität sowie für den mittleren Betrag der Interaktionskräfte sein. Dies wird durch folgenden quadratischen Ansatz ausgedrückt:

$$f(\vec{\alpha}, \vec{\lambda}) = \frac{1}{M} \cdot \vec{\alpha}^T \cdot \vec{\alpha} + \frac{1}{w \cdot L} \cdot \vec{\lambda}^T \cdot \vec{\lambda} \quad (48)$$

Der erste Summand ist die auf die Anzahl der Muskelkräfte (bzw. Gelenkdrehmomente) normierte quadratische Summe aller Muskelaktivitäten. Der zweite Summand beschreibt den gleichen Sachverhalt für die Interaktionskraftmultiplikatoren, allerdings mit einem zusätzlichen Wichtungsfaktor w . Der Wichtungsfaktor dient dazu, die Lastverteilung zwischen Muskel- und Interaktionskräften zu beeinflussen. Dies soll am Beispiel des in Bild 71 dargestellten, stark vereinfachten Modells eines Arms verdeutlicht werden. Zwischen der Hand und einer unbeweglichen horizontalen Fläche ist ein Kontakt definiert, dessen Normalkraft (y-Richtung) durch den Multiplikator λ_n gesteuert wird. Die beiden Muskelkräfte im Oberarm verhalten sich proportional zu den Aktivitäten α_b und α_t . Es sei nur das Ellbogengelenk beweglich. Um das System im statischen Gleichgewicht zu halten, muss die auf den Unterarm wirkende Schwerkraft kompensiert werden, was durch die Muskelkräfte und/oder die Kontaktkraft (Interaktionskraft) erfolgen kann. Da die Kraft des *m. triceps medialis* der Gewichtskraft nicht entgegenwirken kann, gilt für jede im Sinn der Zielfunktion (48) optimale Lösung $\alpha_t = 0$. Die Lastverteilung zwischen der Kontaktkraft und der Kraft des *m. brachialis* hängt nun vom numerischen Verhältnis zwischen α_b und λ_n ab, das sich in der Gleichgewichtslage mit der Gewichtskraft einstellt. Die Wirkung des Wichtungsfaktors w ist auch ohne auf die genaue Formulierung der Gleichgewichtsbedingungen vorgreifen zu müssen ersichtlich. Eine Erhöhung von w reduziert den Einfluss des Multiplikators auf den Wert der Zielfunktion. Im Sinn der Optimierung wird es daher attraktiver, einen größeren Anteil der Gewichtskraft über die Kontaktkraft zu tragen. Da die Lastverteilung zwischen externen und internen Kräften in der Realität der bewussten Kontrolle durch den Menschen unterliegt, kann keine allgemeingültige Empfehlung für die korrekte Wahl von w gegeben werden. In der Vorarbeit [127] wurde dafür plädiert, die dadurch in das Simulationsergebnis eingebrachte Unsicherheit durch Variation von w abzuschätzen und bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen.

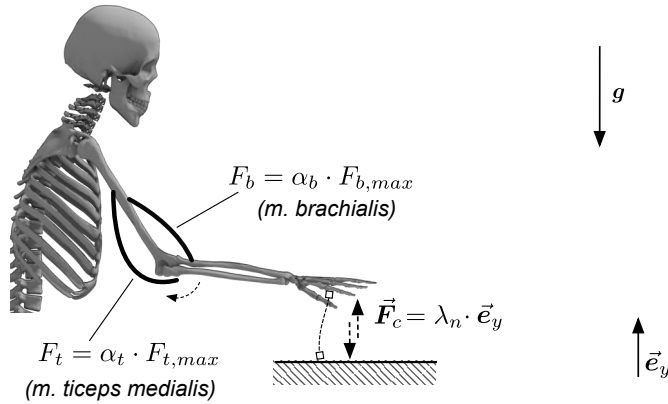


Bild 71: Beispiel zur Lastverteilung zwischen Muskel- und Interaktionskräften

Zur numerischen Lösung des Optimierungsproblems wird der Gradient der Zielfunktion in Bezug auf den Parametervektor $\vec{x} = [\vec{q}_h \ \vec{\alpha} \ \vec{\lambda}]^T$ benötigt. Dieser hat die Form:

$$\frac{\partial f(\vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \vec{x}} = \left[\frac{\partial f}{\partial \vec{q}_h} \ \frac{\partial f}{\partial \vec{\alpha}} \ \frac{\partial f}{\partial \vec{\lambda}} \right]^T \quad (49)$$

Da f nicht direkt von der Körperhaltung q_h abhängig ist, gilt:

$$\frac{\partial f(\vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \vec{q}_h} = \vec{0} \in \mathcal{R}^H \quad (50)$$

Die partiellen Ableitungen nach den Muskelaktivitäten $\vec{\alpha}$ und den Interaktionskraftmultiplikatoren $\vec{\lambda}$ ergeben sich nach der Potenzregel zu:

$$\frac{\partial f(\vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \vec{\alpha}} = \frac{2}{M} \cdot \vec{\alpha} \in \mathcal{R}^M \quad (51a)$$

$$\frac{\partial f(\vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \vec{\lambda}} = \frac{2}{w \cdot L} \cdot \vec{\lambda} \in \mathcal{R}^L \quad (51b)$$

6.3.3 Suchraumgrenzen

Die unbekannt Parameter \vec{x} des Optimierungsproblems (47) müssen innerhalb bestimmter Grenzen

$$\vec{x}_{min} = [\vec{q}_{h,min} \vec{\alpha}_{min} \vec{\lambda}_{min}]^T \quad \text{und} \quad \vec{x}_{max} = [\vec{q}_{h,max} \vec{\alpha}_{max} \vec{\lambda}_{max}]^T \quad (52)$$

liegen. Der dadurch definierte Vektorraum wird als Suchraum bezeichnet [165]. Die Einhaltung der Suchraumgrenzen wird durch die Nebenbedingungen (47b) erzwungen. Die Grenzen $\vec{q}_{h,min}$ und $\vec{q}_{h,max}$ für die generalisierten Koordinaten des Menschmodells ergeben sich aus den physiologisch möglichen Bewegungsumfängen der Gelenke. Da es verschiedene Möglichkeiten gibt, ein biologisches Gelenk kinematisch zu parametrisieren, müssen $\vec{q}_{h,min}$ und $\vec{q}_{h,max}$ für jedes Menschmodell gesondert bereitgestellt werden. Im Gegensatz dazu ergeben sich die Grenzen für $\vec{\alpha}$ allgemeingültig aus der Definition der Muskelaktivität (vgl. Abschnitt 2.4.2) zu $\vec{\alpha}_{min} = \vec{0}$ und $\vec{\alpha}_{max} = \vec{1}$. Die Interaktionskraftmultiplikatoren erfordern eine differenzierte Betrachtung. Im Fall der in Kapitel 5 vorgestellten Kontaktmodelle unterliegt jeweils der Multiplikator für die Normalkraftkomponente λ_n der Beschränkung, nur positive Werte annehmen zu dürfen. Es gilt somit $\lambda_{n,min} = 0$. Für alle übrigen Multiplikatoren ist der Suchraum theoretisch unendlich groß, was in der numerischen Umsetzung durch sehr große bzw. sehr kleine Zahlenwerten (etwa $\lambda_{min} = -1e^{10}$, $\lambda_{max} = 1e^{10}$) berücksichtigt werden kann, falls das zur Lösung des Optimierungsproblems eingesetzte Verfahren feste Suchraumgrenzen erfordert.

6.3.4 Kinematische Nebenbedingungen

Um die kinematische Voraussetzung für eine Interaktion zu spezifizieren, definiert ein Affordanzfeature eine oder mehrere homogene Gleichungen bzw. Ungleichungen, die eine Lagebeziehung zwischen Endeffektor und Affordanzvermittler ausdrücken. Dabei werden Endeffektor und Affordanzvermittler durch Orts- und Richtungsvektoren dargestellt, welche in der MKS-Repräsentation der CAD-Datenstruktur in Bezug auf jeweils einen Starrkörper des Menschmodells und einen Starrkörper des Produktmodells definiert sind. Anhand von Bild 72 ist ersichtlich, dass diese kinematischen Nebenbedingungen damit Funktionen der generalisierten Koordinaten \vec{q} des MKS sind. Die abgebildete Drückinteraktion erfordert beispielsweise u.a., dass der Ort des Endeffektors \vec{p} auf der Ebene am Affordanzvermittler

liegt, die durch \vec{o} und \vec{n} aufgespannt ist. Die entsprechende Gleichung lautet (vgl. Abschnitt 5.1.3):

$$g_k(\vec{p}, \vec{n}, \vec{o}) = (\vec{p} - \vec{o}) \cdot \vec{n} = 0 \quad (53)$$

Soll diese Gleichung zur Laufzeit ausgewertet werden, müssen die beteiligten Vektoren in ein gemeinsames Bezugssystem (Inertialsystem) überführt werden. Es gilt:

$$\begin{aligned} \vec{p}(\vec{q}_h) &= \mathbf{T}_h(\vec{q}_h) \cdot \vec{p} \\ \vec{n}(\vec{q}_p) &= \mathbf{T}_p(\vec{q}_p) \cdot \vec{n} \\ \vec{o}(\vec{q}_p) &= \mathbf{T}_p(\vec{q}_p) \cdot \vec{o} \end{aligned} \quad (54)$$

Hierin ist $\mathbf{T}_h(\vec{q}_h)$ die Transformationsmatrix, welche die Lage des Endeffektor-Starrkörpers in Bezug auf das Inertialsystem angibt. Sie wird vom Mehrkörpersimulationssystem durch Multiplikation der einzelnen Gelenktransformationen entlang der entsprechenden kinematischen Kette berechnet und hängt nur von den generalisierten Koordinaten des Menschmodells \vec{q}_h ab. Sinngemäß ergibt sich $\mathbf{T}_p(\vec{q}_p)$ aus den Koordinaten \vec{q}_p des Produktmodells. Gleichung (53) lautet somit in Abhängigkeit der generalisierten Koordinaten:

$$g_k(\vec{q}_h, \vec{q}_p) = (\mathbf{T}_h(\vec{q}_h) \cdot \vec{p} - \mathbf{T}_p(\vec{q}_p) \cdot \vec{o}) \cdot \mathbf{T}_p(\vec{q}_p) \cdot \vec{n} = 0 \quad (55)$$

Da der kinematische Zustand des Produktmodells aber als fest vorgegeben betrachtet wird, sind in allen kinematischen Nebenbedingungen nur die Vektoren des Endeffektors und damit die Menschmodellkoordinaten als Variablen anzusehen. Im Optimierungsproblem werden die kinematischen Nebenbedingungen durch die Gleichungen $\vec{g}_k(\vec{q}_h)$ (47c) und Ungleichungen $\vec{h}_k(\vec{q}_h)$ (47e) berücksichtigt.

Zur numerischen Lösung des Optimierungsproblems werden die Gradienten von $\vec{g}_k(\vec{q}_h)$ und $\vec{h}_k(\vec{q}_h)$ in Bezug auf den Parametervektor $\vec{x} = [\vec{q}_h \ \vec{\alpha} \ \vec{\lambda}]^T$ benötigt. Die folgenden Ausführungen werden am Beispiel einer skalaren Gleichung $g_k(\vec{q}_h)$ behandelt, sind aber ebenso für Ungleichungen gültig.

Der Gradient hat die Form:

$$\frac{\partial g_k(\vec{q}_h)}{\partial \vec{x}} = \left[\frac{\partial g_k}{\partial \vec{q}_h} \quad \frac{\partial g_k}{\partial \vec{\alpha}} \quad \frac{\partial g_k}{\partial \vec{\lambda}} \right]^T \quad (56)$$

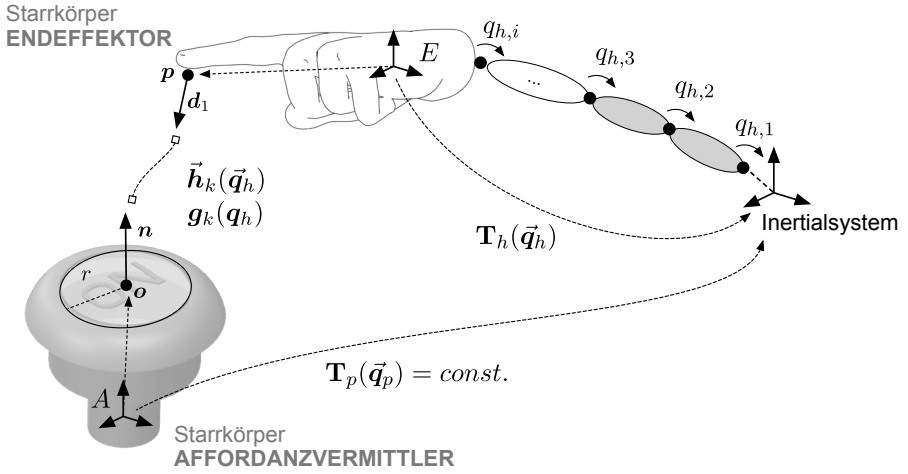


Bild 72: Abhängigkeit der kinematischen Nebenbedingungen von den generalisierten Koordinaten des Menschmodells

Da die kinematischen Nebenbedingungen nicht von $\vec{\alpha}$ und $\vec{\lambda}$ abhängen, gilt:

$$\frac{\partial g_k}{\partial \vec{\alpha}} = \frac{\partial g_k}{\partial \vec{\lambda}} = \vec{0} \quad (57)$$

Es ist also nur der Anteil

$$\frac{\partial g_k}{\partial \vec{q}_h} = \left[\frac{\partial g_k}{\partial q_{h,1}} \quad \dots \quad \frac{\partial g_k}{\partial q_{h,i}} \quad \dots \quad \frac{\partial g_k}{\partial q_{h,H}} \right]^T \in \mathbb{R}^H \quad (58)$$

bezüglich der H generalisierten Koordinaten des Menschmodells zu ermitteln. Die Berechnung der partiellen Ableitung nach der i -ten generalisierten Koordinate erfolgt gemäß der Kettenregel [23]. Dabei ist zunächst das totale Differential der Gleichung nach den Vektoren \vec{p} , \vec{d}_1 und \vec{d}_2 des Endeffektors zu bilden, welche anschließend in Bezug auf die Koordinate $q_{h,i}$ nachzudifferenzieren sind:

$$\frac{\partial g_k(\vec{q}_h)}{\partial q_{h,i}} = \frac{\partial g_k}{\partial \vec{p}} \cdot \frac{\partial \vec{p}}{\partial q_{h,i}} + \frac{\partial g_k}{\partial \vec{d}_1} \cdot \frac{\partial \vec{d}_1}{\partial q_{h,i}} + \frac{\partial g_k}{\partial \vec{d}_2} \cdot \frac{\partial \vec{d}_2}{\partial q_{h,i}} \quad (59)$$

Die Ableitungen der Endeffektor-Vektoren nach $q_{h,i}$ ergeben sich formell durch Differenzieren der vorwärtskinematischen Transformationsmatrix $T_h(\vec{q}_h)$ des Endeffektor-Starrkörpers. In der Mehrkörperdynamik hat sich

zur Darstellung der differentiellen Vorwärtskinematik jedoch die Form der kinematischen JACOBI-Matrix etabliert, welche einen linearen Zusammenhang zwischen den generalisierten Geschwindigkeiten eines MKS (Drehraten der Gelenkwinkel) und den kartesischen Geschwindigkeiten eines bestimmten Starrkörpers herstellt [16]. Für den Endeffektor-Starrkörper E gilt der Zusammenhang:

$$[\vec{v} \ \vec{\omega}]^T = \mathbf{J}_E(\vec{q}_h) \cdot \dot{\vec{q}}_h \quad (60)$$

Darin ist \vec{v} die translatorische Geschwindigkeit des körperfesten Koordinatenursprungs und $\vec{\omega}$ die Winkelgeschwindigkeit des Starrkörpers bezogen auf das Inertialsystem (Bild 73).

Die JACOBI-Matrix

$$\mathbf{J}_E(\vec{q}_h) = \begin{bmatrix} J_{trans} \\ J_{rot} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial q_{h,1}} & \cdots & \frac{\partial x}{\partial q_{h,H}} \\ \frac{\partial y}{\partial q_{h,1}} & \cdots & \frac{\partial y}{\partial q_{h,H}} \\ \frac{\partial z}{\partial q_{h,1}} & \cdots & \frac{\partial z}{\partial q_{h,H}} \\ \frac{\partial \theta}{\partial q_{h,1}} & \cdots & \frac{\partial \theta}{\partial q_{h,H}} \\ \frac{\partial \psi}{\partial q_{h,1}} & \cdots & \frac{\partial \psi}{\partial q_{h,H}} \\ \frac{\partial \phi}{\partial q_{h,1}} & \cdots & \frac{\partial \phi}{\partial q_{h,H}} \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{6 \times H} \quad (61)$$

ist also eine Linearisierung der Starrkörperbewegung um den aktuellen kinematischen Zustand \vec{q}_h des MKS. Es kann zwischen einem translatorischen Block \mathbf{J}_{trans} und einem rotatorischen Block \mathbf{J}_{rot} unterschieden werden. Da Mehrkörpersimulationssysteme im Allgemeinen über sehr effiziente numerische Methoden zur Bestimmung von \mathbf{J} verfügen [20], soll im Folgenden gezeigt werden, wie sich auf Grundlage von \mathbf{J} die gesuchten partiellen Ableitungen der Endeffektor-Vektoren berechnen lassen.

Hierzu wird zunächst die kartesische Geschwindigkeit eines **Ortsvektors** \vec{p} betrachtet, der in Bezug auf den Endeffektor-Starrkörper E definiert ist (Bild 74). Aus den Gesetzen der Starrkörperkinematik [78] folgt:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \vec{p}}{\partial t} &= \vec{v} + \vec{\omega} \times \vec{p} \\ &= \mathbf{J}_{trans} \cdot \frac{\partial \vec{q}_h}{\partial t} + \mathbf{J}_{rot} \cdot \frac{\partial \vec{q}_h}{\partial t} \times \vec{p} \end{aligned} \quad (62)$$

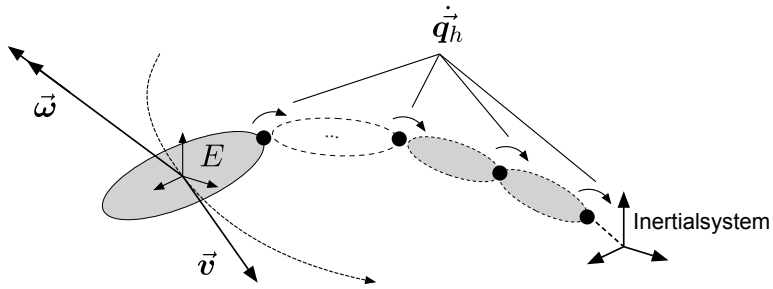


Bild 73: Zur Bedeutung der kinematischen JACOBI-Matrix \mathbf{J} als Abbildung zwischen generalisierten und kartesischen Geschwindigkeiten

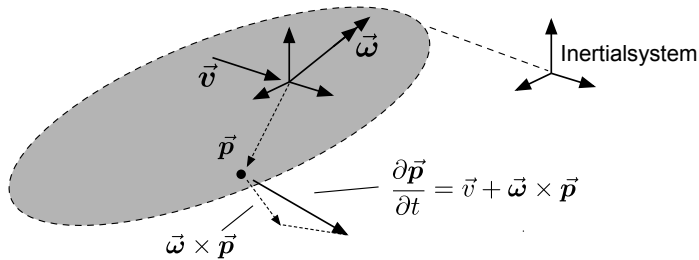


Bild 74: Die Geschwindigkeit eines Starrkörperpunktes \vec{p} in Bezug auf das Inertialsystem folgt aus der translatorischen Geschwindigkeit \vec{v} des Starrkörpers und dessen Winkelgeschwindigkeit $\vec{\omega}$.

Wird nur der Geschwindigkeitsanteil berücksichtigt, welcher aufgrund der Bewegung einer einzelnen Koordinate $q_{h,i}$ entsteht, kann die Gleichung zu

$$\left. \frac{\partial \vec{p}}{\partial t} \right|_i = \frac{\partial q_{h,i}}{\partial t} \cdot (\vec{J}_{trans,i} + \vec{J}_{rot,i} \times \vec{p}) \quad (63)$$

umgestellt werden. Hierin sind $\vec{J}_{trans,i}, \vec{J}_{rot,i} \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ die i -ten Spaltenvektoren des translatorischen bzw. rotatorischen Blocks der JACOBI-Matrix. Die Multiplikation von Gleichung (63) mit $\frac{\partial t}{\partial q_{h,i}}$ ergibt schließlich die gesuchte partielle Ableitung des Ortsvektors \vec{p} in Bezug auf die i -te generalisierte Koordinate $q_{h,i}$:

$$\frac{\partial \vec{p}}{\partial q_{h,i}} = \vec{J}_{trans,i} + \vec{J}_{rot,i} \times \vec{p} \quad (64)$$

Wird die partielle Ableitung eines **Richtungsvektors** \vec{d} gesucht, ist nur der rotatorische Anteil von Gleichung (64) relevant:

$$\frac{\partial \vec{d}}{\partial q_{h,i}} = \vec{J}_{rot,i} \times \vec{d} \quad (65)$$

Damit lässt sich nun die partielle Ableitung für die in Gleichung (53) als Beispiel angegebene kinematische Nebenbedingung g_k formulieren.

$$\begin{aligned} \frac{\partial g_k(\vec{q}_h)}{\partial q_{h,i}} &= \frac{\partial}{\partial q_{h,i}} (\vec{p} - \vec{o}) \cdot \vec{n} \\ &= \vec{n} \cdot \frac{\partial \vec{p}}{\partial q_{h,i}} \\ &= \vec{n} \cdot (\vec{J}_{trans,i} + \vec{J}_{rot,i} \times \vec{p}) \end{aligned} \quad (66)$$

Die Ableitungen der übrigen im Zusammenhang mit den Affordanzfeatures benötigten kinematischen Beziehungen sind in Anhang A.1 angegeben.

6.3.5 Statische Gleichgewichtsbedingungen

Durch die statischen Gleichgewichtsbedingungen $\vec{g}_d(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})$ (47d) soll sichergestellt werden, dass die Optimierungsparameter \vec{q}_h , $\vec{\alpha}$ und $\vec{\lambda}$ die Bewegungsgleichung des MKS erfüllen, was eine wichtige Bedingung für die physikalische Konsistenz einer Lösung ist.

Die Bewegungsgleichung hat die allgemeine Form (vgl. Abschnitt 2.4.1):

$$\mathbf{M}(\vec{q}) \cdot \ddot{\vec{q}} + \vec{Q}_v(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) = \sum \vec{Q}_i \quad (67)$$

Unter statischer Betrachtung ($\dot{\vec{q}} = \ddot{\vec{q}} = \vec{0}$) wird daraus:

$$\sum \vec{Q}_i = \vec{0} \quad (68)$$

Hierin bezeichnet $\vec{Q}_i \in \mathbb{R}^{H+P}$ die Projektion einer im MKS wirkenden Kraft \vec{F}_i bzw. eines Drehmoments $\vec{\tau}_i$ auf die generalisierten Koordinaten des Systems. Es wird also gefordert, dass alle auf das MKS einwirkenden Kräfte und Momente im Raum der generalisierten Koordinaten miteinander im Gleichgewicht stehen. Die Gleichgewichtsbedingung gilt sowohl für das Menschmodell (H - generalisierte Koordinaten), als auch für das

Produktmodell (P -generalisierte Koordinaten), wobei folgende Kraftgrößen zu berücksichtigen sind:

- Die Gewichtskräfte \vec{F}_g , welche an den Schwerpunkten der einzelnen Starrkörper angreifen.
- Externe Lasten \vec{F}_p und $\vec{\tau}_p$ (Lastfeatures)
- Muskelkräfte $\vec{F}_m(\alpha)$ bzw. Gelenkdrehmomente $\vec{\tau}_m(\alpha)$
- Interaktionskräfte $\vec{F}_c(\lambda)$ und -momente $\vec{\tau}_c(\lambda)$

Mit Ausnahme der Gelenkdrehmomente $\vec{\tau}_m(\alpha)$ handelt es sich dabei um Vektoren im kartesischen Raum, die zur Formulierung der statischen Gleichgewichtsbedingungen zunächst auf die generalisierten Koordinaten projiziert werden müssen. Dazu wird erneut die kinematische JACOBI-Matrix herangezogen. Gemäß [16] gilt für eine Kraft \vec{F}_i , die am lokalen Koordinatenursprung eines Starrkörpers angreift und für ein ebenfalls am Starrkörper wirkendes Drehmoment $\vec{\tau}_i$:

$$\vec{Q}_{F,i} + \vec{Q}_{\tau,i} = \mathbf{J}^T \cdot \begin{bmatrix} \vec{F}_i \\ \vec{\tau}_i \end{bmatrix} \quad (69)$$

Da sich jede Starrkörperkraft unter Zuhilfenahme eines zusätzlichen Moments in den Koordinatenursprung verschieben lässt, kann die gesuchte Projektion stets über die transponierte JACOBI-Matrix des entsprechenden Starrkörpers berechnet werden. Der Zusammenhang (69) folgt aus dem Prinzip der virtuellen Arbeit, was am Beispiel der in Bild 75 abgebildeten Starrkörperkette verdeutlicht werden soll.

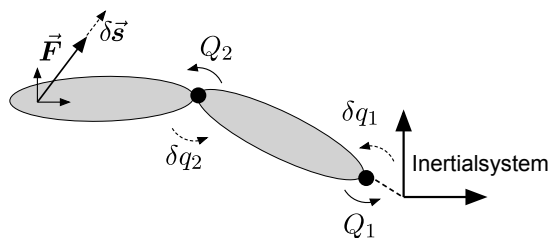


Bild 75: Die Summe der von allen Kräften verrichteten virtuellen Arbeiten verschwindet, falls das System im statischen Gleichgewicht ist.

Die beiden Starrkörper sind durch Drehgelenke miteinander und mit der Umgebung verbunden. Daher können die generalisierten Kräfte $\vec{Q} = [Q_1, Q_2]^T$ als Drehmomente identifiziert werden, die mit der äußeren Kraft \vec{F} im Gleichgewicht stehen. Die Summe der von allen Kräften am System verrichteten virtuellen Arbeiten muss dann verschwinden [161]:

$$\begin{aligned} \delta W_F - \delta W_{Q_1} - \delta W_{Q_2} &= \\ \vec{F}^T \cdot \delta \vec{s} - Q_1 \cdot \delta q_1 - Q_2 \cdot \delta q_2 &= \\ \vec{F}^T \cdot \delta \vec{s} - \vec{Q}^T \cdot \delta \vec{q} &= 0 \end{aligned} \quad (70)$$

Zusammen mit Gleichung (60) gilt:

$$\begin{aligned} \vec{F}^T \cdot \delta \vec{s} - \vec{Q}^T \cdot \delta \vec{q} &= \\ \vec{F}^T \cdot \mathbf{J}_{trans} \cdot \delta \vec{q} - \vec{Q}^T \cdot \vec{q} &= \\ (\vec{F}^T \cdot \mathbf{J}_{trans} - \vec{Q}^T) \cdot \delta \vec{q} &= 0 \end{aligned} \quad (71)$$

Da die virtuellen Verschiebungen $\delta \vec{q}$ zwar infinitesimal klein, jedoch $\neq \vec{0}$ sind, muss gelten:

$$\begin{aligned} \vec{F}^T \cdot \mathbf{J}_{trans} &= \vec{Q}^T \\ \vec{Q} &= \mathbf{J}_{trans}^T \cdot \vec{F} \end{aligned} \quad (72)$$

Damit können die statischen Gleichgewichtsbedingungen für das Mensch-Maschine-MKS schließlich wie folgt formuliert werden:

$$\begin{aligned} \vec{g}_d(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda}) &= \vec{Q}_g(\vec{q}_h) + \vec{Q}_p(\vec{q}_h) + \vec{Q}_m(\vec{q}_h, \vec{\alpha}) + \vec{Q}_c(\vec{q}_h, \vec{\lambda}) + \vec{\tau}_m(\vec{\alpha}) \\ &= \vec{0} \end{aligned} \quad (73)$$

Der Übersichtlichkeit halber sind die zur Projektion der kartesischen Kraftgrößen erforderlichen Rechenoperationen nicht ausgeschrieben. Stattdessen bezeichnen die Vektoren $\vec{Q}...$ jeweils die Summe der zu einem Krafttyp äquivalenten generalisierten Kräfte. Im Einzelnen sind dies:

- $\vec{Q}_g(\vec{q}_h)$: An den Starrkörpern wirkende Gewichtskräfte
- $\vec{Q}_p(\vec{q}_h)$: Externe Lasten
- $\vec{Q}_m(\vec{q}_h, \vec{\alpha})$: Muskelkräfte
- $\vec{Q}_c(\vec{q}_h, \vec{\lambda})$: Interaktionskräfte und -momente

Die Abhängigkeit dieser Terme von der Körperhaltung \vec{q}_h des Menschmodells ergibt sich aufgrund der vormaligen Multiplikationen mit den transponierten kinematischen Jacobi-Matrizen $\mathbf{J}^\top(\vec{q}_h)$ der Starrkörper. An dieser Stelle sei nochmals darauf hingewiesen, dass der kinematische Zustand des Produktmodells \vec{q}_p zwar in die Berechnung der Jacobi-Matrizen eingeht, jedoch, da fest vorgegeben, kein Parameter des Optimierungsproblems ist. Der letzte Term von Gleichung (73) ist der Vektor der Gelenkdrehmomente. Da diese bereits als generalisierte Kräfte formuliert sind, ist keine zusätzliche Projektion nötig. Folglich ist dieser Term auch nicht von \vec{q}_h abhängig.

Für jede der $H + P$ generalisierten Koordinaten des MKS enthält $\vec{g}_d(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})$ (73) eine Gleichgewichtsbedingung. Der Gradient der Gleichung für die i -te Koordinate bezüglich des Parametervektors \vec{x} hat die folgende Form:

$$\frac{\partial g_{d,i}(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \vec{x}} = \left[\frac{\partial g_{d,i}}{\partial \vec{q}_h}, \frac{\partial g_{d,i}}{\partial \vec{\alpha}}, \frac{\partial g_{d,i}}{\partial \vec{\lambda}} \right]^\top \quad (74)$$

In Hinblick auf die partiellen Ableitungen nach der Körperhaltung \vec{q}_h muss beachtet werden, dass $g_{d,i}$ eine Summe von Produkten der Art

$$\vec{J}_i(\vec{q}_h) \cdot \vec{F}(\vec{q}_h) \quad (75)$$

ist, wobei \vec{J}_i den i -ten Spaltenvektor der Jacobi-Matrix bezeichnet. Die partielle Ableitung dieses Ausdrucks nach \vec{q}_h lautet:

$$\frac{\partial \vec{J}_i}{\partial \vec{q}_h} \cdot \vec{F} + \vec{J}_i \cdot \frac{\partial \vec{F}}{\partial \vec{q}_h} \quad (76)$$

Die Differentiation der Jacobi-Matrix $\frac{\partial \mathbf{J}}{\partial \vec{q}_h}$ kann, wie in [24] gezeigt, analytisch hergeleitet werden. Dem Autor ist jedoch kein Mehrkörpersimulationssystem bekannt, das diese bereitstellt. Es soll daher der Weg einer numerischen Approximation der partiellen Ableitungen mittels zentraler Differenzenquotienten gewählt werden. Die partielle Ableitung der i -ten Gleichgewichtsbedingung nach der j -ten generalisierten Koordinate des Menschmodells wird mit

$$\frac{\partial g_{d,i}(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial q_{h,j}} \approx \frac{g_{d,i}|_{(q_{h,j}+h)} - g_{d,i}|_{(q_{h,j}-h)}}{2h} \quad (77)$$

angenähert.

Da \vec{g}_d in Bezug auf \vec{q}_h nichtlinear ist, muss die Schrittweite h mit Sorgfalt gewählt werden. Ein zu großer Wert führt zu Approximationsfehlern, ein zu kleiner zu Auslöschungsfehlern aufgrund der endlichen Gleitkommagenauigkeit von Digitalrechnern [67].

Bei den partiellen Ableitungen nach den Aktivitäten α muss zwischen Muskeln und Gelenkdrehmomenten unterschieden werden. Gelenkdrehmomente gehen direkt in die Gleichgewichtsbedingung ihrer zugeordneten generalisierten Koordinate ein. Da in Analogie zu Muskelmodellen zwischen Drehmoment und Aktivität der Zusammenhang $\tau = \alpha \cdot \tau_{max}$ gilt, folgt für die partiellen Ableitungen:

$$\frac{\partial g_{d,i}(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \alpha_j} = \begin{cases} \tau_{j,max} & \text{für } j = i \\ 0 & \text{für } j \neq i \end{cases} \quad (78)$$

Die Sensitivität der Drehmomentwirkung eines Muskels in Bezug auf seine Aktivität wird mit Hilfe des Vorwärtsdifferenzenquotienten berechnet:

$$\frac{\partial g_{d,i}(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \alpha_j} = \frac{g_{d,i}|_{(\alpha_j+h)} - g_{d,i}|_{\alpha_j}}{h} \quad (79)$$

Da der Zusammenhang zwischen der Muskelkraft und den resultierenden generalisierten Kräften bei konstantem kinematischem Zustand des MKS linear ist, tritt hier kein Approximationsfehler auf. Die Schrittweite h kann daher beliebig groß gewählt werden, um Auslöschungsfehler zu vermeiden. Ein Wert von $h = 1.0$ ist besonders vorteilhaft, weil in diesem Fall die Division durch h in Gleichung (79) entfällt.

Die gleiche Vorgehensweise wird auch zur Berechnung der partiellen Ableitungen nach den Interaktionskraftmultiplikatoren λ angewandt. Da auch hier der Zusammenhang zwischen Multiplikator und generalisierter Kraftwirkung linear ist, gilt:

$$\frac{\partial g_{d,i}(\vec{q}_h, \vec{\alpha}, \vec{\lambda})}{\partial \lambda_j} = \frac{g_{d,i}|_{(\lambda_j+h)} - g_{d,i}|_{\lambda_j}}{h} \quad (80)$$

6.3.6 Kontaktbedingungen

Aus den in Abschnitt 5.1.4 vorgestellten Kontaktmodellen resultieren zusätzliche Anforderungen an die Interaktionskraftmultiplikatoren $\vec{\lambda}$, welche in Form der Ungleichheitsbedingungen $\vec{h}_c(\vec{\lambda})$ (47f) in das Optimierungsproblem eingehen.

Für jeden **Punkt-Ebene Kontakt** im Mensch-Maschine-MKS muss die Haftreibbedingung

$$\lambda_n^2 \cdot \mu_s^2 - \lambda_{s1}^2 - \lambda_{s2}^2 \geq 0, \quad (81)$$

und für jeden **Kreisfläche-Ebene Kontakt** die erweiterte Haftreibbedingung

$$\lambda_n^2 \cdot \mu_s^2 - \lambda_{s1}^2 - \left(\lambda_{s2} + \frac{\lambda_{\tau,n}}{r}\right)^2 \geq 0, \quad (82)$$

sowie die Kippbedingung

$$\lambda_n^2 \cdot r^2 - \lambda_{\tau,s1}^2 - \lambda_{\tau,s2}^2 \geq 0 \quad (83)$$

erfüllt sein.

Die Gradienten dieser Kontaktbedingungen bezüglich des Parametervektors \vec{x} haben die folgende Form:

$$\frac{\partial h_{c,i}(\vec{\lambda})}{\partial \vec{x}} = \left[\frac{\partial h_{c,i}}{\partial \vec{q}_h}, \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \vec{\alpha}}, \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \vec{\lambda}} \right]^T \quad (84)$$

Da keine direkte Abhängigkeit zur Körperhaltung \vec{q}_h und den Aktivitäten $\vec{\alpha}$ besteht, gilt:

$$\frac{\partial h_{c,i}}{\partial \vec{q}_h} = \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \vec{\alpha}} = \vec{0} \quad (85)$$

Für einen **Punkt-Ebene-Kontakt** (vgl. (81)) lauten die Gradienten bezüglich der Kontaktmultiplikatoren $\vec{\lambda}$:

$$\frac{\partial h_{c,i}}{\partial \vec{\lambda}} = \left[0 \quad \dots \quad \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{n,i}} \quad \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s1,i}} \quad \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s2,i}} \quad \dots \quad 0 \right]^T \quad (86)$$

mit:

$$\begin{aligned}\frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{n,i}} &= 2\mu_s^2 \lambda_{n,i} \\ \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s1,i}} &= -2\lambda_{s1,i} \\ \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s2,i}} &= -2\lambda_{s2,i}\end{aligned}\tag{87}$$

Es sind also nur diejenigen Elemente des Gradienten von o verschieden, die mit den Multiplikatoren des i -ten Kontakts korrelieren.

Für einen **Kreisfläche-Ebene Kontakts** (vgl. (82) und (83)) gilt Ähnliches, mit dem Unterschied, dass pro Kontakt zwei Ungleichungen und sechs Multiplikatoren vorhanden sind:

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \vec{\lambda}} \\ \frac{\partial h_{c,i+1}}{\partial \vec{\lambda}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \dots & \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{n,i}} & \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s1,i}} & \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s2,i}} & \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{\tau,n,i}} & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \dots & \frac{\partial h_{c,i+1}}{\partial \lambda_{n,i}} & 0 & 0 & 0 & \frac{\partial h_{c,i+1}}{\partial \lambda_{\tau,s1,i}} & \frac{\partial h_{c,i+1}}{\partial \lambda_{\tau,s2,i}} & \dots & 0 \end{bmatrix}^T \tag{88}$$

mit:

$$\begin{aligned}\frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{n,i}} &= 2\mu_s^2 \lambda_{n,i} \\ \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s1,i}} &= -2\lambda_{s1,i} \\ \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{s2,i}} &= -2\lambda_{s2,i} - \frac{2}{r} \lambda_{\tau,n,i} \\ \frac{\partial h_{c,i}}{\partial \lambda_{\tau,n,i}} &= -\frac{2}{r} \lambda_{s2,i} - \frac{2}{r^2} \lambda_{\tau,n,i} \\ \frac{\partial h_{c,i+1}}{\partial \lambda_{n,i}} &= 2r^2 \lambda_{n,i} \\ \frac{\partial h_{c,i+1}}{\partial \lambda_{\tau,s1,i}} &= -2\lambda_{\tau,s1,i} \\ \frac{\partial h_{c,i+1}}{\partial \lambda_{\tau,s2,i}} &= -2\lambda_{\tau,s2,i}\end{aligned}\tag{89}$$

6.4 Lösung des Optimierungsproblems

6.4.1 Lösbarkeit

Die Lösbarkeit des skizzierten Optimierungsproblems wird durch die gegenseitige Vereinbarkeit der verschiedenen Gleichheits- und Ungleichheitsnebenbedingungen bestimmt. Es lassen sich daher folgende Fälle unterscheiden, wobei Fall 2 und Fall 3 auch in Kombination auftreten können:

1. Das Problem ist lösbar. Es kann ein kinematischer Zustand des MKS gefunden werden, welcher die kinematischen Nebenbedingungen erfüllt und durch einen Satz von im Sinne der Zielfunktion optimalen Muskel- und Interaktionskräften im statischen Gleichgewicht gehalten wird.
2. Das Problem ist kinematisch unlösbar. Die kinematischen Nebenbedingungen sind widersprüchlich.
3. Das Problem ist dynamisch unlösbar. Die kinematischen Nebenbedingungen werden erfüllt, es gelingt jedoch nicht, das System im statischen Gleichgewicht zu halten. Dies kann u.a. durch eine Verletzung der Kontaktbedingungen oder dadurch begründet sein, dass die Muskeln bzw. Gelenkdrehmomente zu schwach sind, um den übrigen Kräften im MKS entgegenzuwirken.

Obwohl die Zielfunktion (48) konvex ist und daher für sich genommen ein einziges globales Optimum (Minimum) (bei $\vec{\alpha} = \vec{0}, \vec{\lambda} = \vec{0}$) besitzt, existieren aufgrund der Nebenbedingungen auch lokale Optima. Dies soll am Beispiel verschiedener Stellungen des Ellbogengelenks (Bild 76) veranschaulicht werden. Das globale Minimum der Muskelaktivität wird im Zustand 1 erreicht. Der Arm hängt schlaff herunter, sodass die Schwerkraft \vec{F}_g keine Drehmomentwirkung auf das Gelenk ausübt. Zustand 2 ist mit einem Maximum an Muskelaktivität verbunden, da der Hebelarm der Schwerkraft bzgl. des Ellbogengelenks am größten ist. Wird der Unterarm weiter bis an das Ende des Bewegungsumfangs des Gelenks gebeugt (Zustand 3), nimmt die Muskelaktivität wieder ab, ist aber dennoch höher als im Zustand 1. Es liegt demnach ein lokales Optimum vor.

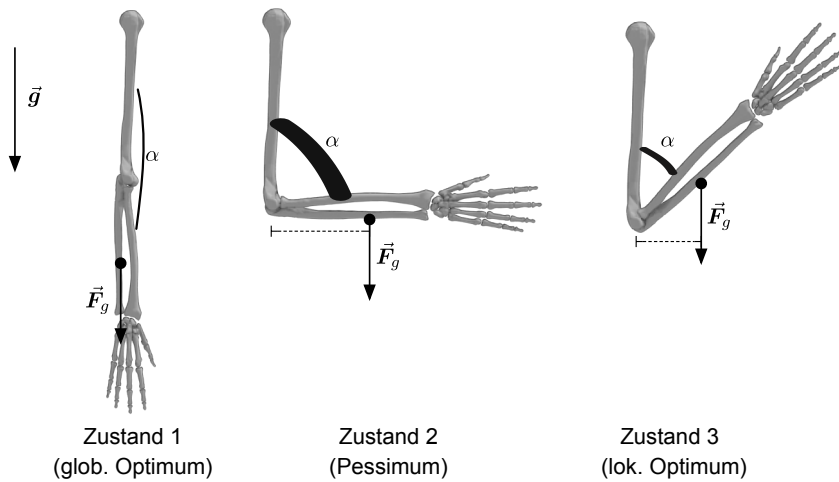


Bild 76: Globale und lokale Optima der Zielfunktion am Beispiel verschiedener Stellungen des Ellbogengelenks

6.4.2 Numerische Verfahren

Numerische Algorithmen zur Lösung von mathematischen Optimierungsproblemen können in Gradientenverfahren und gradientenfreie Verfahren unterteilt werden. Gradientenfreie Verfahren nutzen zur Suche nach einem Optimum nur Funktionswerte. Sie kommen dann in Betracht, wenn die Zielfunktion nicht differenzierbar oder die Bestimmung des Gradienten aufwändig ist. Beispiele sind genetische Algorithmen oder Partikelschwärme [182]. Die Stärke dieser Verfahren ist, dass das globale Optimum der Zielfunktion (sofern existent) relativ zuverlässig gefunden wird. Im Vergleich zu Gradientenverfahren, welche zusätzlich zum Funktionswert auch Ableitungsinformationen nutzen, erfolgt die Konvergenz im Allgemeinen jedoch sehr viel langsamer [165]. Da die Lösung des oben skizzierten Optimierungsproblems im Kontext einer interaktiven CAD-Umgebung als zeitkritisch einzustufen ist, soll ein Gradientenverfahren zur Anwendung kommen. Die leistungsfähigsten Gradientenverfahren sind SQP (*sequential quadratic programming*) [83] und die Gruppe der Innere-Punkte-Verfahren [224]. Der hohen Effizienz dieser Algorithmen steht jedoch eine nur lokale Konvergenz gegenüber. Sollte die Zielfunktion mehrere Optima besitzen, ist nicht garantiert, dass die Lösung gegen das globale Optimum konvergiert.

Sie hängt vielmehr davon ab, mit welchen Startparametern \vec{x}_0 der Algorithmus initialisiert wurde.

6.5 Nachlaufrechnung

Die Lösung des Optimierungsproblems ist der optimale Parametervektor $\vec{x} = [\vec{q}_h \ \vec{\alpha} \ \vec{\lambda}]^T$. Im Rahmen ergonomischen Analyse können neben der Körperhaltung \vec{q}_h und den Aktivitäten $\vec{\alpha}$ auch noch die Absolutwerte der Muskelkräfte und Gelenkdrehmomente, die Vektoren der Interaktionskräfte sowie die Gelenkreaktionskräfte von Interesse sein. Diese Größen werden durch eine Nachlaufrechnung ermittelt.

Die Absolutwerte der Muskelkräfte und Gelenkdrehmomente folgen unmittelbar aus der Definition der Aktivität α (vgl. Abschnitt 2.4.2):

$$F_{m,i}(\alpha_i) = F_{max,i} \cdot \alpha_i \quad \text{bzw.} \quad \tau_{m,i}(\alpha_i) = \tau_{max,i} \cdot \alpha_i \quad (90)$$

Die Interaktionskräfte lassen sich durch Einsetzen der Multiplikatoren in das entsprechende parametrische Kraftmodell berechnen (vgl. Abschnitt 5.1.4).

Gelenkreaktionskräfte \vec{F}_r (bzw. -momente $\vec{\tau}_r$) sind Zwangskräfte, welche aufgrund der kinematischen Führung einer Gelenkverbindung entstehen. Sie wirken stets orthogonal zu den Gelenkfreiheitsgraden (Bewegungsachsen) und verrichten daher keine Arbeit [78]. In biologischen Gelenken (Bild 77 links) werden die Reaktionen je nach Art der Gelenkführung durch artikulierende Knorpelflächen, durch Bänder oder zum Teil auch durch Muskeln aufgenommen (vgl. Abschnitt 2.4.2). In der muskuloskelettalen Modellbildung werden sie hingegen meist vereinfacht als konzentrierte Kräfte und Momente angenommen, die an den Gelenkreferenzen (vgl. Abschnitt 4.4.2) der miteinander verbundenen Starrkörper angreifen. Für Mehrkörpersysteme, die in Minimalkoordinaten formuliert sind, kann die Berechnung der Gelenkreaktionen durch rekursives Freischneiden der einzelnen Starrkörper erfolgen [200]. Dieses Verfahren ist in Bild 77 (rechts) am Beispiel eines ebenen Drehgelenks dargestellt, welches die beiden Körper $i + 1$ und i miteinander verbindet. Der Körper $i + 1$ sei das äußerste Glied einer kinematischen Kette der streng baumförmigen MKS-Topologie. Im

Gegensatz zu den inneren Gliedern i und $i-1$ der Kette wirkt auf diesen Körper nur eine unbekannte Reaktionskraft \vec{F}_r .¹ Alle übrigen Starrkörperkräfte (Gewichtskraft, Muskelkräfte, Interaktionskräfte) sind aufgrund des bereits berechneten Parametervektors \vec{x} bekannt. Die Reaktionskraft \vec{F}_r ergibt sich daher aus einem Kräftegleichgewicht am Körper $i+1$. Dazu sind zwei beliebige körperfeste Richtungen \vec{x} und \vec{y} zu definieren, die orthogonal zur Bewegungsachse des Gelenks stehen und als Vektorbasis für die folgenden Gleichgewichtsbedingungen dienen:

$$\begin{aligned} \vec{F}_{r,x} &= -\vec{F}_{m,1,x} - \vec{F}_{m,2,x} - \vec{F}_{g,x} - \vec{F}_{c,x} \\ \vec{F}_{r,y} &= -\vec{F}_{m,1,y} - \vec{F}_{m,2,y} - \vec{F}_{g,y} - \vec{F}_{c,y} \end{aligned} \quad (91)$$

Nach dem dritten NEWTON'schen Axiom wirkt an der Gelenkreferenz des Gegenkörpers i die nun bekannte Kraft $-\vec{F}_r$. Daher lässt sich das Verfahren rekursiv auf alle inneren Körper der kinematischen Kette anwenden, bis die Wurzel des MKS-Baums (Inertialsystem) erreicht ist.

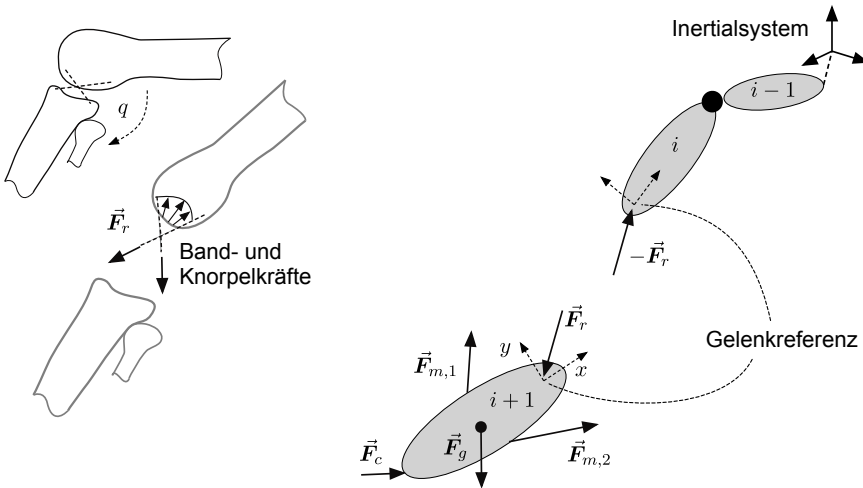


Bild 77: Reaktionskräfte in einem biologischen Gelenk (links) und Berechnung im MKS durch rekursives Freischneiden der Starrkörper (rechts)

¹ Ein Reaktionsmoment tritt bei ebenen Drehgelenken nicht auf.

6.6 Fazit

In diesem Kapitel wurde ein prädiktives Simulationsverfahren zur Bestimmung physikalisch konsistenter Körperhaltungen muskuloskelettaler Menschmodelle und damit verbundener innerer Beanspruchungen des Bewegungsapparates skizziert. Die nötigen kinematischen und dynamischen Randbedingungen lassen sich direkt aus den in Kapitel 5 eingeführten CAD-Features ableiten. Das formulierte mathematische Optimierungsproblem kann mit existierenden Gradientenverfahren effizient gelöst werden. Jedoch stellt die im Fall der statischen Gleichgewichtsbedingungen gewählte Gradientenbestimmung mittels numerischer Differentiation einen rechentechnisch aufwändigen Vorgang dar. Eine Möglichkeit zur weiteren Effizienzsteigerung wird in der symbolischen Formulierung des Mensch-Maschine-MKS gesehen, da sich hierdurch die Differentiation der JACOBI-Matrix analytisch angeben ließe [128]. Allerdings würde dies zu einer Inselfösung führen, welche die Wiederverwendung existierender bewegungsmedizinischer Simulationsmodelle erschwert.

7 Softwaretechnische Umsetzung

Auf Grundlage des in den letzten drei Kapiteln entwickelten Ansatzes zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse wurde ein anwendbarer Software-demonstrator implementiert. Dieses Kapitel gibt zunächst ein Überblick über dessen Architektur, bevor die verschiedenen Elemente der grafischen Benutzerschnittstelle anhand eines typischen Anwendungsszenarios dargestellt werden.

7.1 Softwarearchitektur

Das CAD-integrierte Softwarewerkzeug mfkErgonomikus zur muskuloskelettalen Analyse ist als Hilfsapplikation für das parametrische CAD-System Creo Parametric (PTC) realisiert, welche sich nahtlos in dessen grafische Benutzerschnittstelle (GUI) einfügt. Die grundlegenden Technologien zur muskuloskelettalen Modellierung und Simulation werden dabei durch die freie Softwareplattform OpenSim bereitgestellt, deren Entwicklung vom *National Center for Simulation in Rehabilitation Research* der Universität Stanford koordiniert wird [48]. Das assoziierte Netzwerk SimTK.org wird von Wissenschaftlern der Bewegungsmedizin und Rehabilitationsforschung zum Austausch von Simulationsmodellen genutzt. Die Wahl von OpenSim als technische Grundlage für mfkErgonomikus erfolgte auch mit dem Ziel, diese Wissensquelle für die Produktentwicklung nutzbar zu machen, indem bestehende muskuloskelettale Menschmodelle wiederverwendet werden können.

Bild 78 zeigt die Architektur des entwickelten Softwarewerkzeugs: Die Hilfsapplikation liegt in Form einer DLL (dynamically linked library) vor, welche beim Programmstart von Creo Parametric geladen wird. Die Kommunikation mit dem CAD-System erfolgt über dessen Anwendungsschnittstelle Creo Toolkit. Diese ermöglicht den Zugriff auf die GUI, die Modelldatenbank (CAD-Datenstruktur) und bestimmte Rechenoperationen des Modellierkerns. Über eine ähnliche Anwendungsschnittstelle kommuniziert die Hilfsapplikation mit OpenSim und dessen Mehrkörpersimulator Simbody [20]. OpenSim stellt in seiner Modellierungsschicht eine Klassenbibliothek mit Grundbausteinen (Modellkomponenten) zur Definition muskuloskelettaler

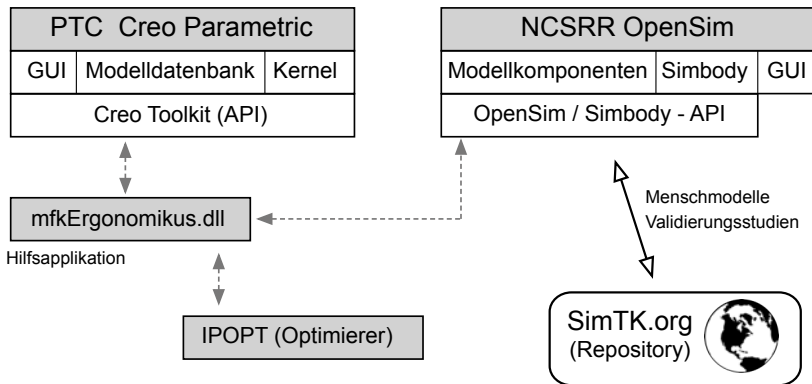


Bild 78: Architektur des Softwarewerkzeugs mfkErgonomikus

Mehrkörpermodelle bereit. Simbody enthält hingegen Methoden, um kinematische und dynamische Berechnungen auf dem Mehrkörpersystem durchzuführen. Die OpenSim-GUI dient der grafischen Bearbeitung von Simulationsmodellen und ist kein integraler Bestandteil von mfkErgonomikus. Zur numerischen Lösung des in Kapitel 6 formulierten Optimierungsproblems kommt der Optimierungsalgorithmus IPOPT [224] zur Anwendung. Dabei handelt es sich um eine frei verfügbare Implementierung eines Innere-Punkte-Verfahrens.

Durch die Kombination von Datenstrukturen und Algorithmen des CAD-Systems und des Mehrkörpersimulationssystems sind in der Hilfsapplikation folgenden Funktionalitäten realisiert:

- Erzeugen von Menschmodellavataren: Beliebige Menschmodelle im OpenSim-Dateiformat können in entsprechende Avatar-Baugruppen konvertiert werden.
- Feature-Definition: Es werden Befehle zur Definition von Affordanz-, Last- und Use Case-Features bereitgestellt.
- Export des Produktmodells: Die CAD-Baugruppe wird automatisch in eine MKS-Repräsentation übersetzt und in den MKS-Baum des gerade geladenen Menschmodells integriert. Dabei werden auch Kräfte berücksichtigt, die in Form von Lastfeatures definiert sind. Der Vorgang erfolgt unbemerkt vom Nutzer und wird bei Änderungen am Produktmodell automatisch angestoßen.

- Prädiktive statische Analyse: Vorhersage von Körperhaltungen und der damit verbundenen muskuloskelettalen Beanspruchungsgrößen
- Visualisierung von Simulationsergebnissen

7.2 Grafische Benutzerschnittstelle

Im Folgenden werden die verschiedenen Elemente der grafischen Benutzerschnittstelle von mfkErgonomikus beschrieben. Die Gliederung orientiert sich dabei an einem typischen Anwendungsszenario der Software.

Das CAD-System Creo Parametric ist modular aufgebaut. Es existieren u.a. Module zur Bauteil- und Baugruppenmodellierung, zur Zeichnungsausleitung sowie integrierte Simulationsanwendungen. Die Hilfsapplikation mfkErgonomikus integriert ihre grafische Benutzerschnittstelle in den Bauteil- und den Baugruppenkontext des Systems. Der Bauteilkontext (Bild 79) wird um einen Menüeintrag erweitert, der einen Editor zur Definition von Affordanzfeatures aufruft.



Bild 79: Menüeintrag zur Definition von Affordanzfeatures im Bauteilkontext

Die übrigen Befehle werden im Baugruppenkontext (Bild 80) bereitgestellt.

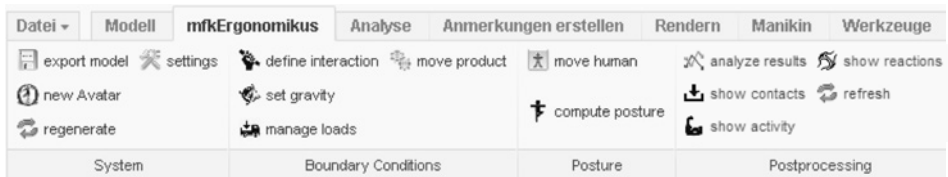


Bild 80: Hauptmenü von mfkErgonomikus im Baugruppenkontext

Das Menü enthält die folgenden Befehlsgruppen:

- **System:** Erzeugen von Menschmodellavataren, Export des Mensch-Maschine-MKS in das OpenSim-Dateiformat, Regenerierung des Modells erzwingen, Voreinstellungen
- **Boundary Conditions:** Definition von Lastfeatures, Manipulation des kinematischen Zustands des Produktmodells, Definition der Mensch-Maschine-Interaktion
- **Posture:** Berechnung von Körperhaltung und Beanspruchungsgrößen, Interaktive Manipulation der Körperhaltung
- **Postprocessing:** Funktionen zur Ergebnisdarstellung

7.2.1 Definition von Affordanzfeatures

Während der Bauteilkonstruktion nutzt der Produktentwickler den Affordanzeditor (Bild 81), um Interaktionsmöglichkeiten mit der Geometrie zu definieren. Dazu wählt er aus einem Katalog die gewünschte Featureklasse



Bild 81: Editor zur Definition von Affordanzfeatures

aus (z.B. Greifbar) und selektiert anschließend ein Geometrieelement, welches als Affordanzvermittler dienen soll. Abhängig vom geometrischen Grundmuster des selektierten Geometrieelements (z.B. Torus) wird automatisch ein entsprechendes konkretes Affordanzfeature (z.B. Torus:Greifbar)

erzeugt und in der Modelldatenbank des Bauteils gespeichert. Die Bestimmung des geometrischen Grundmusters des Affordanzvermittlers erfolgt durch Analyse des CSG-Datenmodells [215]. Da das Bauteil mehrere Affordanzfeatures der gleichen Klasse enthalten kann, sollte jedes Feature mit einem eindeutigen Namen versehen werden. Der Affordanzeditor dient auch zum Löschen bestehender Features.

7.2.2 Vorbereiten von Menschmodellen

Das Werkzeug mfkErgonomikus ermöglicht es, ein beliebiges muskuloskelettales Menschmodell der OpenSim-Plattform in die CAD-Umgebung zu integrieren. Bei der erstmaligen Verwendung eines Modells sind jedoch diverse Vorbereitungen nötig.

Um später Interaktionen mit dem Produktmodell darstellen zu können, müssen nach der in Kapitel 5 beschriebenen Konvention zunächst Endeffektoren am Menschmodell definiert werden. Hierzu werden so genannte Körpermarken verwendet. Es handelt sich dabei um benannte Vektoren, die in Bezug auf das lokale Koordinatensystem eines Starrkörpers angegeben werden und eigentlich zur Übertragung von aufgezeichneten Bewegungen auf das Menschmodell vorgesehen sind. Die Definition dieser Marken erfolgt innerhalb der OpenSim-GUI unter Verwendung eines entsprechenden Editors (Bild 82).



Bild 82: Definition von Körpermarken innerhalb der OpenSim-GUI. Die Körpermarken werden als Orts- und Richtungsvektoren von Endeffektoren interpretiert.

Die OpenSim-GUI stellt darüber hinaus ein Werkzeug zum geometrischen Skalieren des Menschmodells bereit, welches von MIEHLING [153] mit umfangreichen anthropometrischen Datensammlungen kombiniert wurde. Damit ist es möglich, die Körpermaße des Menschmodells entsprechend eines bestimmten Perzentils der Zielpopulation zu skalieren.

Das skalierte und mit Endeffektoren versehene Menschmodell wird in einem XML-Dateiformat (*.osim) gespeichert und kann anschließend in die CAD-Umgebung integriert werden. Hierzu ruft der Produktentwickler aus dem Hauptmenü von mfkErgonomikus den Befehl zur Erzeugung eines neuen Menschmodellavatars auf (vgl. Bild 80). Daraufhin wird die *.osim-Datei geladen und, wie in Kapitel 4 dargestellt, in eine Avatarbaugruppe übersetzt. Die Avatarbaugruppe wird zusammen mit einer Kopie der *.osim-Datei in einer Menschmodellbibliothek abgelegt, die technisch wie die bekannten CAD-Bibliotheken zur Verwaltung von Normteilen umgesetzt ist. Die Vorbereitung des OpenSim-Menschmodells ist damit abgeschlossen. Im Hinblick auf die ergonomische Analyse ist es in der Praxis sinnvoll, unterschiedliche Perzentilvarianten jedes Menschmodells in der Bibliothek vorzuhalten.

7.2.3 Integration eines Menschmodellavatars

Zu Beginn einer ergonomischen Analyse integriert der Produktentwickler einen Menschmodellavatar der gewünschten Perzentilvariante aus der Menschmodellbibliothek in die geladene Produktbaugruppe. Er nutzt die gewohnten Befehle von Creo Parametric, um die Avatarbaugruppe so zu platzieren, dass ihr Koordinatensystem mit dem des Produktmodells zusammenfällt. Danach wird automatisch der Regenerierungsprozess des CAD-Systems gestartet, wobei vom Produktentwickler unbemerkt folgende Aktionen ausgelöst werden:

1. Alle geometrischen Abhängigkeiten (u.a. Einbaubedingungen) im Produktmodell werden aktualisiert.
2. Die zum Menschmodellavatar gehörende *.osim-Datei wird in den Arbeitsspeicher geladen und das MKS initialisiert.
3. Die Produktbaugruppe wird analysiert und unter Verwendung der OpenSim-Modellkomponenten in eine äquivalente Mehrkörperrepräsentation übersetzt, welche anschließend in das bereits geladene MKS integriert wird.

- OpenSim erhält die vollständige Kontrolle über die räumliche Anordnung der einzelnen Baugruppenkomponenten (kinematische Synchronisation). Dadurch ist sichergestellt, dass der Zustand der gesamten CAD-Baugruppe (Avatar und Produkt) stets dem Zustand des MKS folgt.

Das Ergebnis dieses Vorgangs ist in Bild 83 dargestellt. Der Menschmodellavatar bildet eine Unterbaugruppe des Produktmodells. Seine Komponenten entsprechen den Körpersegmenten bzw. Knochen des muskuloskelettalen Menschmodells. Diese werden innerhalb der CAD-Umgebung als Facettengeometrie visualisiert.

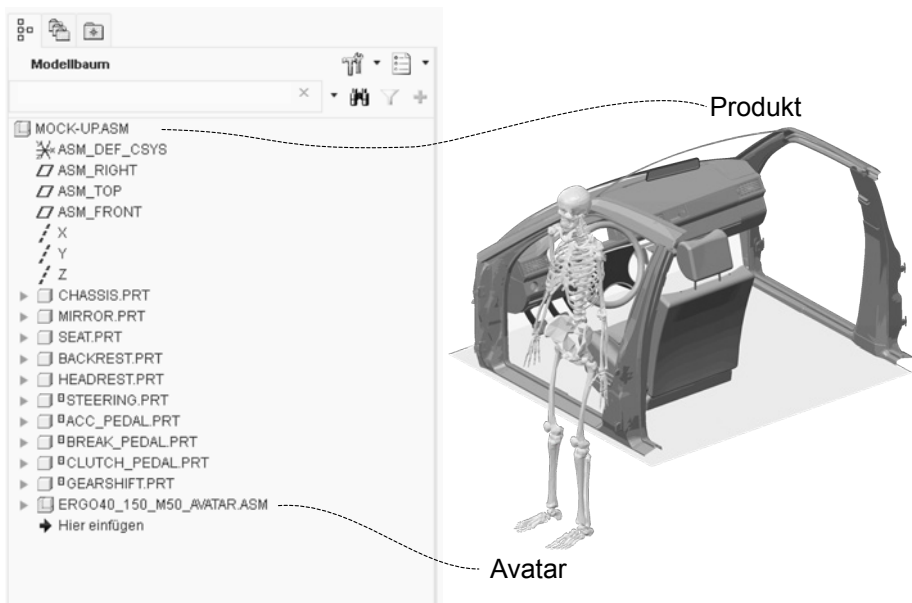


Bild 83: Produktbaugruppe mit integriertem Menschmodellavatar

7.2.4 Definition von Randbedingungen

Als Randbedingungen für eine ergonomische Analyse werden die beschreibenden Elemente eines Use Case (vgl. Kapitel 6), also die externen Lasten, der kinematische Zustand des Produktmodells und die Gruppe der gerade in Anspruch genommenen Affordanzen verstanden. In der prototypischen Implementierung des Softwarewerkzeugs wurde auf eine explizite Umsetzung der Use Case-Features verzichtet. Stattdessen beziehen sich die mit den folgenden Dialogen definierten Randbedingungen stets auf einen einzigen, implizit im Modell vorhandenen Use Case.

Bild 84 zeigt den Dialog zur Definition des Gravitationsvektors. Der Produktentwickler gibt hier die Komponenten des Vektors in Bezug auf das globale Koordinatensystem der Produktbaugruppe ein. Während der Eingabe erfolgt eine Visualisierung durch einen Pfeil.

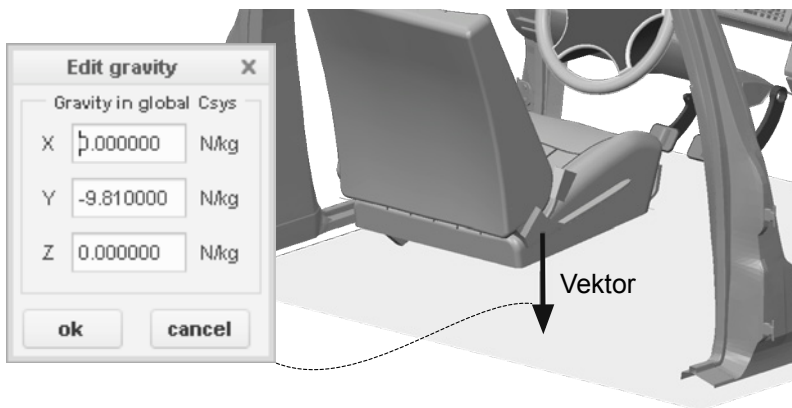


Bild 84: Dialog zur Definition des Gravitationsvektors

Zur Definition von externen Körperkräften und -drehmomenten dienen die in Bild 85 gezeigten Dialoge. Der Verwaltungdialog (links) erlaubt das Hinzufügen, Editieren und Löschen von Lastfeatures. Jede Last muss mit einem zu selektierenden Bauteilmodell der Produktbaugruppe assoziiert werden. Der Lastvektor wird dann im lokalen Koordinatensystem des äquivalenten Starrkörpers interpretiert. Es ist irrelevant, ob es sich dabei um eine Komponente des Produktmodells oder um ein Körpersegment des Menschmodellavatars handelt. Im Lasteditor (rechts) wird anschließend der Lastvektor und im Fall von Kräften zusätzlich deren Angriffspunkt

angegeben. Während der Eingabe wird der Lastvektor durch einen Pfeil im 3D-Grafikfenster visualisiert. Der in Bild 86 gezeigte Dialog dient der interaktiven Manipulation des kinematischen Zustands des Produktmodells. Jeder Schieberegler ist einer generalisierten Koordinate des Produkt-MKS zugeordnet. Der Modellzustand folgt unmittelbar der Bewegung des Schiebereglers.

Die Modellierung der Interaktion zwischen Mensch- und Produktmodell erfolgt mithilfe des in Bild 87 dargestellten Dialogs. Auf der linken Seite werden sämtliche Affordanzfeatures aufgelistet, die innerhalb der Produktbaugruppe gefunden wurden. Wird ein Feature selektiert, so leuchtet im 3D-Grafikfenster der entsprechende Affordanzvermittler farbiger auf. Die Drop-Down-Liste in der Mitte enthält alle Endeffektoren des gerade geladenen Menschmodells, welche mit dem aktuell selektierten Affordanzfeature kombinierbar sind. Über die beiden darunter angeordneten Schaltflächen kann die aktuell eingestellte Kombination aus Affordanzfeature und Endeffektor dem Use Case auf der rechten Seite zugeordnet bzw. aus diesem entfernt werden. Durch die Zuordnung wird der beteiligte Endeffektor gesperrt und steht für andere Affordanzfeatures nicht mehr zur Verfügung.

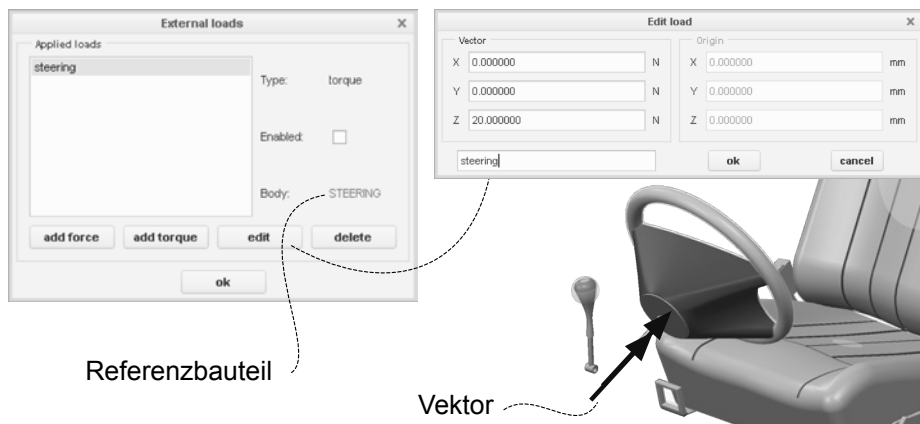


Bild 85: Dialoge zur Definition von externen Lasten und Drehmomenten

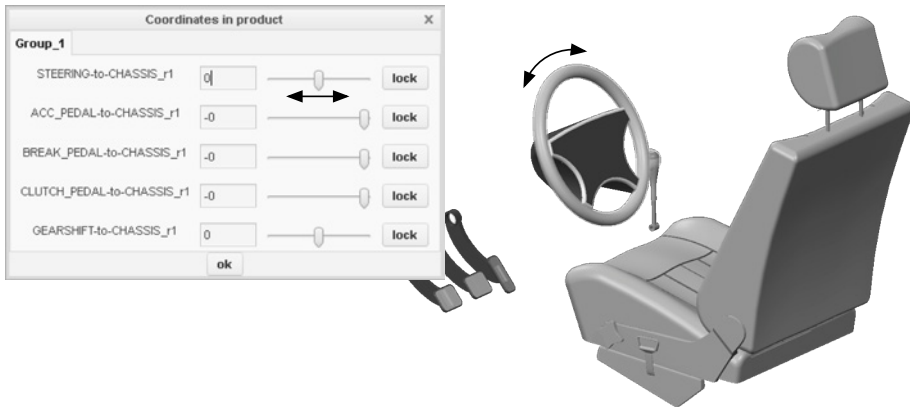


Bild 86: Dialog zur Manipulation des kinematischen Zustands des Produktmodells. Ein ähnlicher Dialog ist auch für das Menschmodell vorhanden.



Bild 87: Dialog zur Definition der Mensch-Maschine-Interaktion

7.2.5 Berechnung der Körperhaltung

Nach der Definition aller Randbedingungen des Use Case können die Körperhaltung des Menschmodells und die damit verbundenen muskuloskelettalen Beanspruchungsgrößen berechnet werden. Hierzu dient der in Bild 88 gezeigte Dialog: Im Bereich A wird die prädiktive statische Analyse gesteuert. Der wichtigste Eingabeparameter ist hier der Wichtungsfaktor, welcher die Lastverteilung zwischen den Muskel- und Interaktionskräften steuert (vgl. Abschnitt 6.3.2). Um die kinematische Lösbarkeit des Optimierungsproblems zu überprüfen, besteht zudem die Möglichkeit, sämtliche dynamische Nebenbedingungen (Gleichgewichts- und Kontaktbedingungen) zu ignorieren. Im Bereich B des Dialogs kann die Art der Aktuierung

des Menschmodells konfiguriert werden. So ist es möglich, die Berechnung zunächst nur auf Basis von Gelenkdrehmomenten durchzuführen und erst dann die wesentlich rechenintensivere muskelaktuierte Berechnung vorzunehmen.

Sobald eine Lösung des Optimierungsproblems vorliegt, wird automatisch die Nachlaufrechnung angestoßen. Alle Ergebnisse werden im Arbeitsspeicher abgelegt und stehen den im nächsten Abschnitt beschriebenen Visualisierungsmethoden sofort zur Verfügung. Im Bereich C kann das Berechnungsergebnis durch eine statische Optimierung verifiziert werden, bei der nur das inversdynamische Teilproblem gelöst wird und die Körperhaltung als gegeben betrachtet wird. Bei gegebener Konvergenz des prädiktiven Simulationsverfahrens sollten hier keine signifikant abweichenden Werte für die im MKS wirkenden Aktuator- und Interaktionskräfte herauskommen.



Bild 88: Dialog zur Berechnung der Körperhaltung

7.2.6 Ergebnisdarstellung

In der Vorarbeit [126] wurden Methoden zur Visualisierung von biomechanischen Beanspruchungsgrößen diskutiert, von denen die Folgenden in mfkErgonomikus implementiert sind.

Die Aktivität α eines Muskels wird durch Farbe und Größe des Muskelpfades wiedergegeben, welcher auf den Menschmodellavatar gezeichnet wird (Bild 89 links). Je höher das Aktivitätsniveau eines Muskels ist, desto dicker erscheint dessen Pfad. Zusätzlich wird die Farbe des Pfades im RGB-Farbraum linear zwischen Blau ($\alpha = 0.0$) und Rot ($\alpha = 1.0$) interpoliert. Es besteht zusätzlich die Möglichkeit, ein kritisches Aktivitätsniveau α_{krit} zu definieren. Wird dieses überschritten, erfolgt der Farbwechsel zu Rot

für den betroffenen Muskel unmittelbar. Das Aktivitätsniveau von Drehmomentaktuatoren (Bild 89 rechts) wird ähnlich dargestellt. Anstelle des Muskelpfades werden Farbe und Größe eines Pfeils variiert, der den Drehmomentvektor repräsentiert. Der Vektor der Reaktionskraft \vec{F}_r eines Gelenks wird durch einen schwarzen Pfeil dargestellt, der an der Gelenkreferenz des kindseitigen Starrkörpers (vgl. Abschnitt 4.4.2) auf den Menschmodellavatar gezeichnet wird (Bild 90 links). Zusätzlich wird eine grün schattierte Kugel dargestellt, deren Durchmesser mit dem Betrag der Kraft zunimmt. Auch hier kann ein kritischer Kraftbetrag $F_{krit.}$ angegeben werden, ab dem die entsprechende Kugel rot eingefärbt wird. Es ist zu beachten, dass nur die Reaktionskraft, nicht jedoch ein mögliches Reaktionsmoment visualisiert wird. Interaktionskräfte und -momente, die zwischen dem Produkt- und Menschmodell wirken, werden durch grüne Pfeile dargestellt, die jeweils die Wirkung in Bezug auf das Menschmodell repräsentieren (Bild 90 rechts).

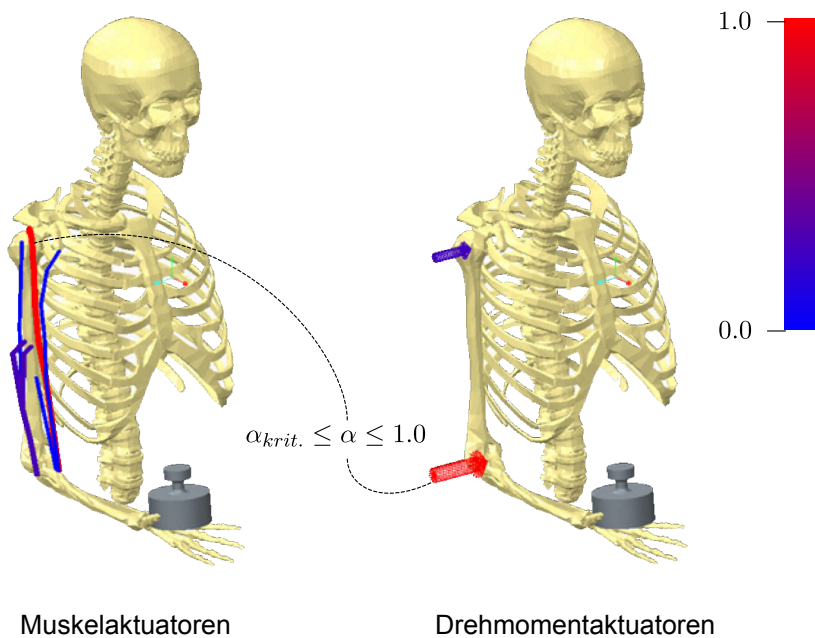


Bild 89: Visualisierung der Aktivität von Muskel- und Drehmomentaktuatoren

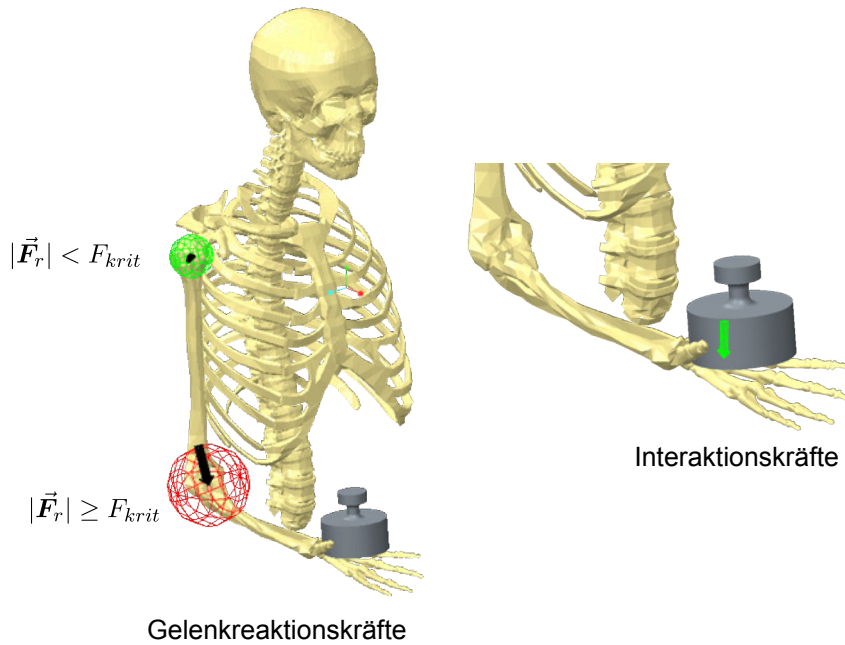


Bild 90: Visualisierung von Gelenkreaktions- und Interaktionskräften

Zusätzlich zur grafischen Darstellung der Ergebnisse sind Dialoge zur numerischen Auswertung vorhanden (Bild 91).

Actuators	Joint reactions	Contacts loads	Coordinates
TRllong	0%		0.00880307 <N><Nm>
TRllat	29%		182.317 <N><Nm>
TRlmed	29%		182.317 <N><Nm>
BIClong	39%		246.369 <N><Nm>
BICshort	0%		0.03204 <N><Nm>
BRA	0%		0.0687623 <N><Nm>

Bild 91: Dialog zur numerischen Ergebnisauswertung am Beispiel der Muskelaktivitäten

7.3 Fazit

Durch den Softwaredemonstrator wurde gezeigt, wie ein CAD-integriertes Berechnungswerkzeug zur muskuloskelettalen Analyse der Mensch-Maschine-Interaktion realisiert werden könnte. Besonders hervorzuheben ist die Eigenschaft, dass beliebige bewegungsmedizinische Simulationsmodelle der OpenSim-Plattform mit geringem Aufwand wiederverwendet werden können. Andererseits enthält die Implementierung keinerlei Optimierungen, um die für Analysen erforderlichen Rechenzeiten zu reduzieren (insb. keine Parallelisierung) und auch auf eine explizite Umsetzung des Konzepts der Use Case-Features wurde verzichtet.

8 Testfall: Aufrechter Stand

Im Folgenden soll das in Kapitel 6 entwickelte Simulationsverfahren zur statischen muskuloskelettalen Analyse auf Plausibilität überprüft werden. Als Testfall wird der aufrechte Stand gewählt, weil diese einfache Interaktion des Menschen mit der Umgebung intuitiv zugänglich ist und daher die zu erwartenden Ergebnisse benannt werden können.

8.1 Simulationsmodell

Für diesen Versuch kommt ein über SimTK.org veröffentlichtes muskuloskelettales Menschmodell (Bild 92) zur Anwendung, welches in Anhang A.2 näher beschrieben ist.

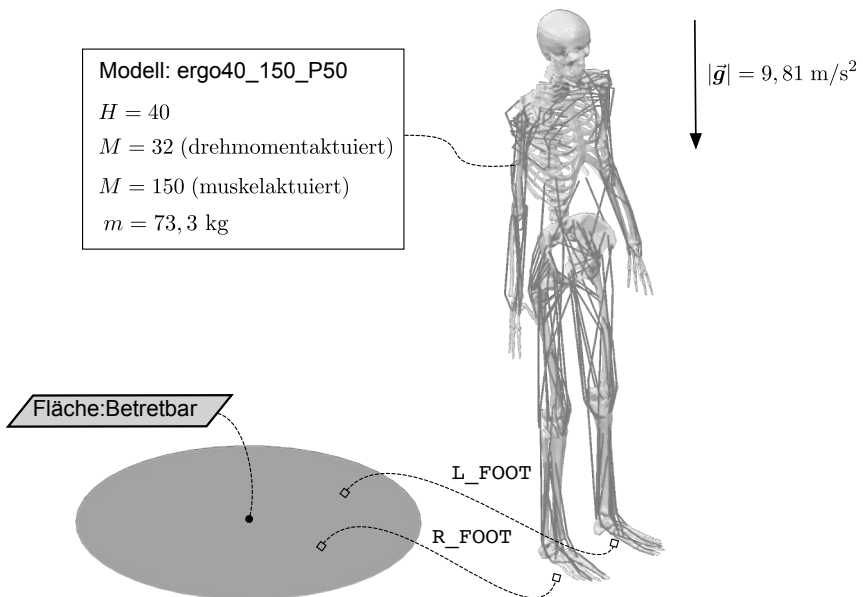


Bild 92: Simulationsmodell

Das Modell besitzt $H = 40$ kinematische Freiheitsgrade, wovon sechs die Lage des Körpers im Raum beschreiben und der Rest die Stellungen der Körpergelenke bestimmt. Die Aktuierung des Modells kann wahlweise durch 150

HILL'sche Muskelaktuatoren und 3 Drehmomentaktuatoren ($M = 153$) oder vereinfacht durch 32 Drehmomentaktuatoren ($M = 32$) erfolgen. Da zur Simulation des aufrechten Stands nur eine Interaktion mit dem Fußboden erforderlich ist, reduziert sich das Produktmodell hier auf eine kreisrunde Fläche, der ein Affordanzfeature der Klasse `Fläche:Betretbar` zugewiesen ist. Die Interaktion erfolgt mit den Endeffektoren `R_FOOT` und `L_FOOT`. Der Gravitationsvektor \vec{g} wirkt senkrecht zum Fußboden.

8.2 Versuchsplan

Der Versuchsplan besteht aus den drei Versuchsreihen `R1`, `R2` und `R3`. Alle Berechnungen erfolgen auf einer Intel® Core™ I5-3210M CPU mit einer Taktfrequenz von 2,5 GHz. Für jeden Rechenlauf wird die benötigte CPU-Zeit sowie die Anzahl der Iterationen des IPOPT-Optimierers protokolliert.

Versuchsreihe `R1`

Die Versuchsreihe `R1` hat zum Ziel, die Robustheit des Simulationsverfahrens gegenüber unterschiedlichen Startkörperhaltungen $\vec{q}_{h,0}$ zu evaluieren. Die Reihe besteht aus 10 Simulationen `R1.1` bis `R1.10`, von denen 5 drehmomentaktuiert und 5 muskelaktuiert durchgeführt werden. Die unterschiedlichen Startkörperhaltungen sind in Bild 93 aufgeführt. Während die Simulationen `R1.1` und `R1.6` mit der anatomischen Neutral-Null-Stellung initialisiert werden, basieren alle übrigen Startkörperhaltungen auf Zufallswerten der generalisierten Koordinaten des Menschmodells. Die Zufallszahlen wurden dabei unter Annahme einer Normalverteilung mit folgenden Eigenschaften gezogen:

$$\mu = \frac{1}{2}(q_{i,max} + q_{i,min}), \quad \sigma = \frac{1}{6}(q_{i,max} - q_{i,min}) \quad (92)$$

Die Aktivitäten α und die Interaktionskraftmultiplikatoren λ werden für jede Simulation mit 0 initialisiert. Der Wichtungsfaktor der Zielfunktion, welcher die Lastverteilung zwischen Interaktionskräften und inneren Körperkräften beeinflusst, beträgt $w = 500$.

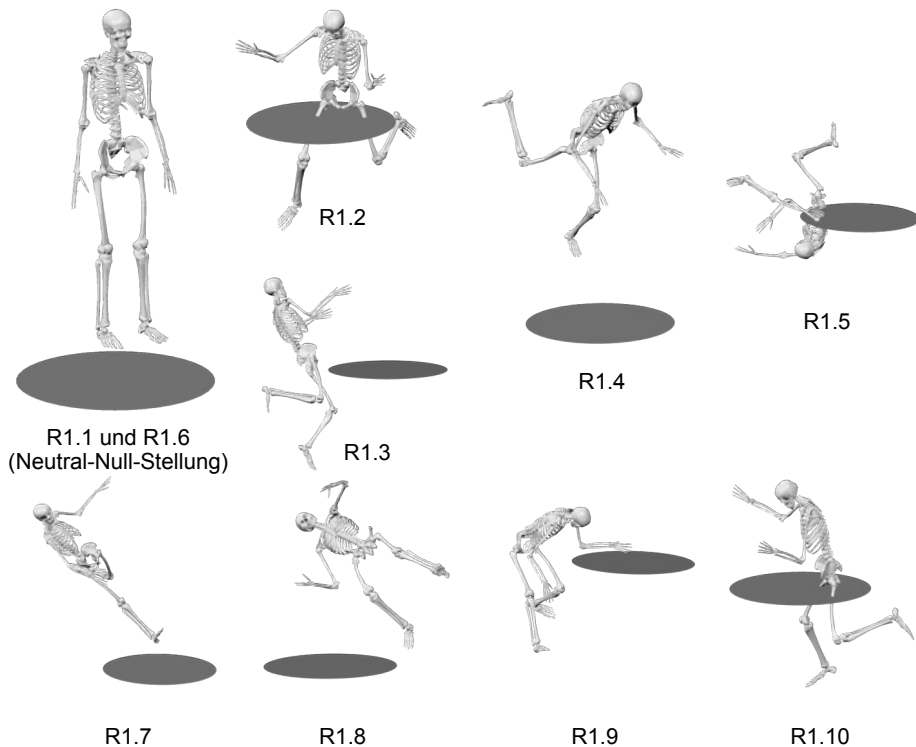


Bild 93: Startkörperhaltungen der Versuchsreihe R1: R1.1 und R1.6 werden mit der anat. Neutral-Null-Stellung, alle übrigen Simulationen mit normalverteilten Zufallszahlen initialisiert.

Versuchsreihe R2

Im Rahmen der Versuchsreihe R2 soll der Einfluss des Wichtungsfaktors w auf die Simulationsergebnisse untersucht werden. Die Reihe besteht aus drei Simulationen:

R2.1 : $w = 1$

R2.2 : $w = 250$

R2.3 : $w = 500$

Alle Simulationen werden mit der anatomischen Neutral-Null-Stellung initialisiert und drehmomentaktuiert durchgeführt.

Versuchsreihe R₃

Im Unterschied zu R₁ und R₂ soll in Versuchsreihe R₃ der einbeinige Stand simuliert werden. Hierzu wird die Interaktion zwischen dem linken Fuß (L_FOOT) und dem Fußboden gelöst und anschließend eine Simulation R_{3.1} (drehmomentaktuiert) und eine Simulation R_{3.2} (muskelaktuiert) durchgeführt. In beiden Fällen wird mit der anatomischen Neutral-Null-Stellung initialisiert und der Wichtungsfaktor beträgt $w = 500$.

8.3 Ergebnisse und Diskussion

Versuchsreihe R₁

Bild 94 zeigt die in Versuchsreihe R₁ ermittelten Körperhaltungen. Es ist zu beachten, dass für R_{1.5} und R_{1.7} kein Ergebnis vorliegt, da der Optimierer in diesen Fällen nicht konvergierte. Aus Tabelle 5 gehen die mit den Körperhaltungen verbundenen Werte der minimierten Zielfunktion hervor. Unter den drehmomentaktuierten Simulationen weist R_{1.1} und unter den muskelaktuierten Simulationen R_{1.6} den jeweils kleinsten Funktionswert auf. Die dazugehörigen Körperhaltungen entsprechen dem für den aufrechten Stand zu erwartenden globalen Optimum der Zielfunktion. Alle Körpersegmente sind so ausgerichtet, dass von der Schwerkraft keine Drehmomentwirkung in den Körpergelenken hervorgerufen wird. Die Körperhaltung kann daher prinzipiell ohne den Einsatz innerer Körperkräfte ausbalanciert werden, was durch die verschwindende Aktivität der Drehmomentaktuatoren bei R_{1.1} bestätigt wird (Bild 95). Die Restaktivität bei R_{1.6} ist dadurch zu erklären, dass das verwendete Muskelmodell aus numerischen Gründen stets eine geringe Mindestaktivität $\alpha_{min} > 0$ erzwingt. Die ermittelten Normalkomponenten der Interaktionskräfte zwischen Fuß und Boden entsprechen jeweils exakt dem halben Körpergewicht. Ebenfalls sehr nah am globalen Optimum liegt das Ergebnis R_{1.9}. Bei allen übrigen Simulationen konvergierte die Lösung zu einem lokalen Optimum, dessen Lage durch die Stellung der Ellbogengelenke charakterisiert ist: Bei hängendem Oberarm existieren zwei Möglichkeiten, die Muskelaktivität durch eine Bewegung des Unterarms zu minimieren. Neben der vollständigen Streckung des Ellbogengelenks bewirkt auch ein extremes Beugen, dass die Drehmomentwirkung infolge der Gewichtskraft des Unterarms reduziert wird.

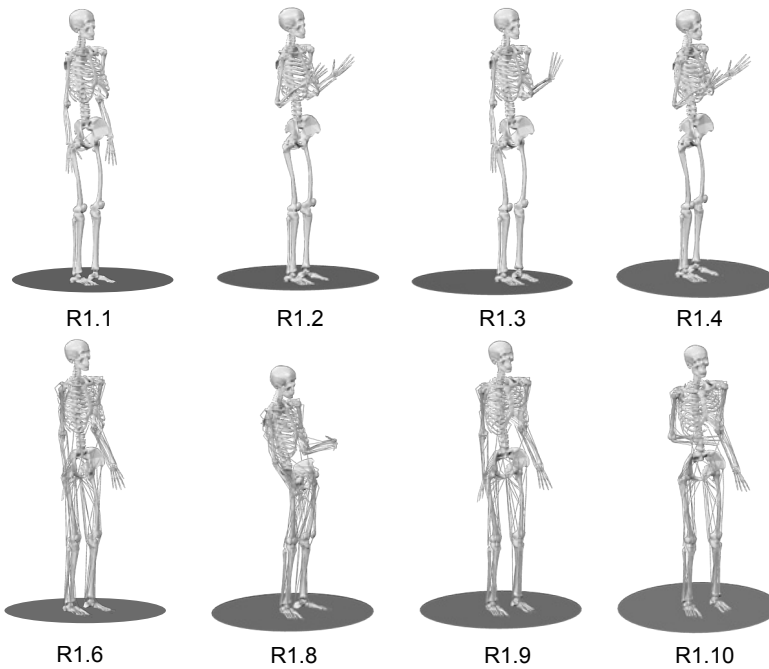


Bild 94: Körperhaltungen der Versuchsreihe R1: Das globale Optimum wird bei R1.1, R1.6 und R1.9 erreicht. Für R1.5 und R1.7 liegt keine Lösung vor.

Tabelle 5: Rechenzeiten und Kostenwerte der Versuchsreihe R1

Sim.	CPU-Zeit in s	Iterationen	f_{opt}
R1.1	2,07	35	5,110
R1.2	2,84	47	5,142
R1.3	4,68	73	5,123
R1.4	2,79	46	5,141
R1.5	-	-	-
R1.6	57,43	33	1,434
R1.7	-	-	-
R1.8	114,09	74	1,623
R1.9	61,23	34	1,435
R1.10	77,01	38	1,436

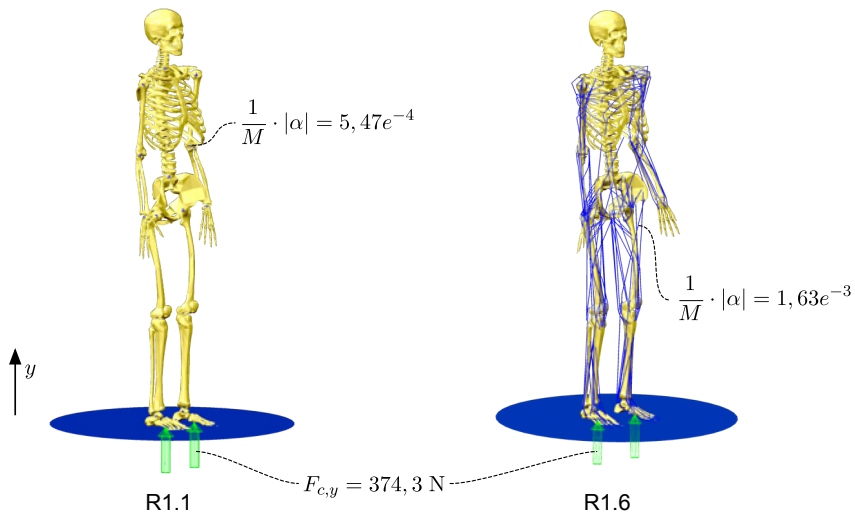


Bild 95: Detailergebnisse zu den Simulationen R1.1 und R1.6, welche jeweils das erwartete globale Optimum für den aufrechten Stand wiedergeben.

Versuchsreihe R2

Die in Versuchsreihe R2 ermittelten Körperhaltungen sind in Bild 96 dargestellt. Während zwischen R2.2 und R2.3 visuell kein Unterschied erkennbar ist, tritt bei R2.1 eine leichte Verlagerung des Beckens und damit des Körperschwerpunkts nach vorne auf. Anhand der Visualisierung der Aktivitäten der Drehmomentaktuatoren ist außerdem ersichtlich, dass das Plantarflexionsmoment im Sprunggelenk bei R2.1 im Vergleich zu R2.2 und R2.3 wesentlich größer ist, was die numerischen Ergebnisse in Tabelle 6 bestätigten. Das größere Plantarflexionsmoment geht mit einem deutlich geringeren Interaktionsmoment zwischen Fuß und Boden einher, während die Interaktionskräfte bei allen drei Simulationen annähernd gleich sind. Dieses Ergebnis entspricht dem erwarteten Verhalten der Zielfunktion: Der im Fall von R2.1 geringe Wert des Wichtungsfaktors w bewirkt, dass eine Rekrutierung von Interaktionskräften ungünstiger ist als die Verwendung von Muskelkräften oder Gelenkdrehmomenten. Durch die Vorverlagerung des Körperschwerpunkts in Richtung des Fuß-Boden-Kontaktpunkts kann das im Sinn der Optimierung „teure“ Interaktionsmoment auf Kosten eines höheren Plantarflexionsmoments reduziert werden. Beim aufrechten

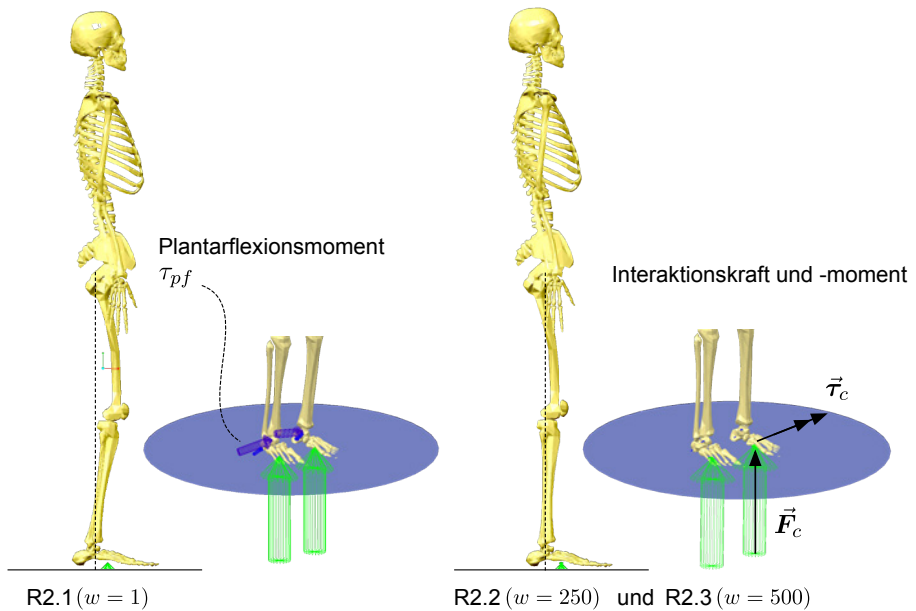


Bild 96: Körperhaltungen der Versuchsreihe R2: Im Vergleich zu R2.1 ist der Körperschwerpunkt bei R2.2 und R2.3 weiter nach vorn verschoben. Hierdurch wird das Interaktionsmoment auf Kosten eines höheren Plantarflexionsmoments im Sprunggelenk reduziert.

Stand erscheint eine Reduktion von körperinneren Kräften jedoch eher dem menschlichen Verhalten zu entsprechen. Daher ist die Wahl eines großen w als realistischer zu bewerten. Da sich die Kraftgrößen zwischen R2.2 ($w = 250$) und R2.3 ($w = 500$) kaum unterscheiden, ist davon auszugehen, dass der exakte Zahlenwert dabei eine untergeordnete Rolle spielt. Anhand der CPU-Zeiten wird aber deutlich, dass w die numerische Skalierung des Optimierungsproblems und damit das Konvergenzgeschwindigkeit des Optimierers beeinflusst.

Tabelle 6: Ergebnisse der Versuchsreihe R2

Sim.	CPU-Zeit in s	Iterationen	$ \vec{F}_c $ in N	$ \vec{\tau}_c $ in N m	$ \tau_{pf} $ in N m
R2.1	5,59	84	374,44	0,003	18,14
R2.2	3,76	60	374,49	16,96	1,42
R2.3	3,93	63	374,43	17,97	0,40

Versuchsreihe R3

In Bild 97 sind die Körperhaltungen zu sehen, welche für den einbeinigen Stand ermittelt wurden.



Bild 97: Körperhaltungen der Versuchsreihe R3: Um das Gleichgewicht zu halten und das Drehmoment im rechten Hüftgelenk zu reduzieren, wird der Körperschwerpunkt nach rechts verlagert.

Die Ergebnisse der drehmomentaktuierten Simulation (R3.1) und der muskelaktuierten Simulation (R3.2) stimmen dabei qualitativ überein und sind physikalisch plausibel: Um das Gleichgewicht halten zu können, muss der Körperschwerpunkt über die Aufstandsfläche des rechten Fußes bewegt werden. Dies geschieht zum einen dadurch, dass das Becken über das rechte Hüftgelenk nach außen gekippt wird, und zum anderen, indem das linke Bein an den Körper herangezogen wird. Das Abkippen des Beckens ist stärker als nötig, da so das erforderliche Abduktionsmoment im rechten Hüftgelenk minimiert werden kann. Der quantitative Unterschied zwischen R3.1 und R3.2 ist darauf zurückzuführen, dass die Momentenarme der Muskeln über dem Bewegungsbereich der Gelenke mitunter stark variieren und somit das aktivitätsbezogene Optimum bei einer anderen Gelenkwinkelkonstellation liegt als im Fall des drehmomentaktuierten Modells.

In Tabelle 7 sind die benötigten CPU-Zeiten sowie die Interaktionskräfte und -momente angegeben.

Tabelle 7: Ergebnisse der Versuchsreihe R₃

Sim.	CPU-Zeit in s	Iterationen	$ \vec{F}_c $ in N	$ \vec{\tau}_c $ in Nm
R _{3,1}	4,32	68	748,88	37,03
R _{3,2}	58,73	38	748,88	30,63

8.4 Fazit

Der intuitiv zugängliche Testfall des aufrechten Stands hat gezeigt, dass das entwickelte prädiktive Simulationsverfahren zur statischen muskuloskelettalen Analyse plausible Ergebnisse liefern kann. Als Anhaltspunkt zur Beurteilung der Effizienz wurde in Anhang A.3 eine vergleichbare Simulation unter Verwendung des bestehenden Ansatzes nach RASMUSSEN [177] (vgl. Abschnitt 6.2) durchgeführt. Gemessen an den drehmomentaktuierten Simulationen der Versuchsreihe R₁ fiel die hierbei ermittelte CPU-Zeit ca. um den Faktor 340 höher aus. Dieser Effizienzvorteil lässt sich zum Teil durch die Möglichkeit zum Einsatz eines gradientenbasierten Optimierungsverfahrens begründen, was jedoch mit dem Nachteil der nur lokalen Konvergenz verbunden ist [82]. Dies wurde insbesondere an den Ergebnissen der Versuchsreihe R₁ deutlich: Zu welchem Optimum die Lösung konvergiert, hängt von der gewählten Startkörperhaltung ab. Es wird daher empfohlen, die Körperhaltung vor der Simulation interaktiv in die Nähe des zu erwartenden Ergebnisses zu bringen bzw. die Simulation mehrfach mit verschiedenen Startkörperhaltungen durchzuführen. Ferner hat sich anhand der Reihe R₂ gezeigt, dass der Wichtungsfaktor w sowohl die Simulationsergebnisse, als auch die Konvergenzgeschwindigkeit des Optimierers beeinflusst. Im vorliegenden Beispiel wurden hohe Werte für w favorisiert, da dies der Grundannahme, die Muskulatur zu entlasten, am ehesten entspricht.

9 Anwendungsbeispiel: Rollstuhlentwicklung

Nachdem im vorigen Kapitel die Plausibilität des entwickelten Simulationsverfahrens betrachtet wurde, dient das folgende Anwendungsbeispiel dazu, das Einsatzspektrum des CAD-integrierten Analysewerkzeugs im Rahmen der Produktentwicklung zu illustrieren.

9.1 Problemstellung

Menschen, die aufgrund einer Querschnittslähmung im Alltag auf den Rollstuhl angewiesen sind, leiden zusätzlich häufig unter Schmerzen in den Schulter- oder Handgelenken. Die bei manuell über Greifringe angetriebenen Rollstühlen erforderliche Armbewegung führt zu einer enormen Beanspruchung des Schultergelenks (*Glenohumeralgelenk*), die langfristig zu irreversiblen Schäden führen kann [149]. Neben gezieltem Training der Oberkörpermuskulatur und einer Optimierung der Vortriebstechnik muss daher bereits bei der Entwicklung des Rollstuhls nach konstruktiven Möglichkeiten gesucht werden, um das Schädigungsrisiko zu minimieren. Im Rahmen der vorliegenden Fallstudie soll untersucht werden, inwieweit der Produktentwickler bei der Festlegung geometrischer Produktmerkmale hierauf Einfluss nehmen kann. Exemplarisch wird dazu die Abhängigkeit der resultierenden Gelenkreaktionskraft im Glenohumeralgelenk von der Sitzhöhe des Rollstuhls analysiert.

9.2 Simulationsmodell und Versuchsplan

Produktmodell

Bild 98 zeigt das CAD-Modell des untersuchten Rollstuhls. Es handelt sich um einen parametrischen Grobentwurf zur Erarbeitung eines grundlegenden Maßkonzepts. Der Rollstuhl in Leichtbauweise besteht aus einem Stahlrohrrahmen, der im Bereich von Sitzfläche und Rückenlehne mit Textilgewebe bespannt ist. An den beiden Hinterrädern ist seitlich jeweils ein Greifring angebracht, über den der Nutzer die Räder manuell antreiben und somit auch den Rollstuhl steuern kann.

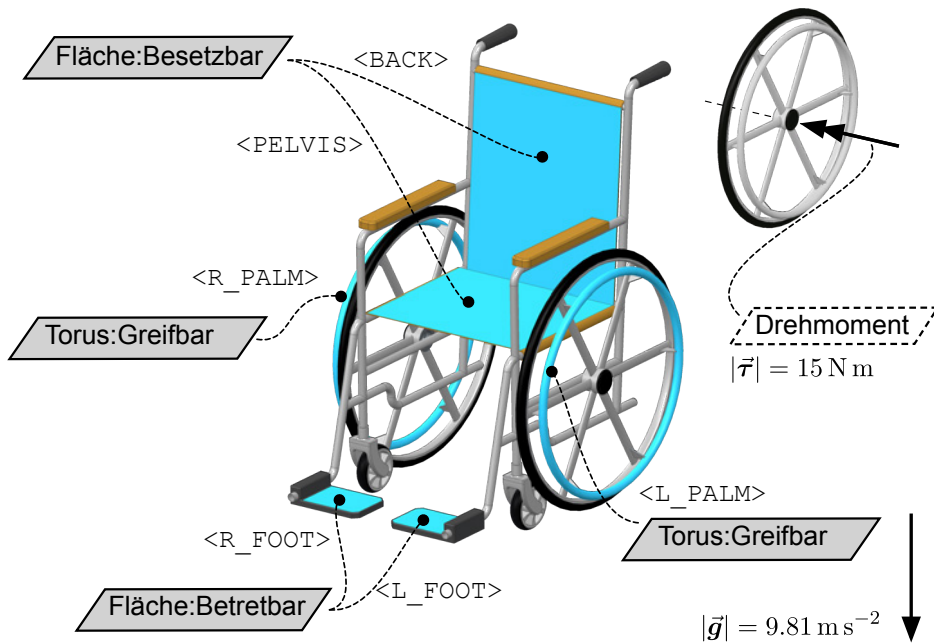


Bild 98: CAD-Modell des Rollstuhls mit für den betrachteten Use Case relevanten Affordanz- und Lastfeatures.

Als Use Case soll im Rahmen dieser Studie das Anfahren auf ebener Strecke betrachtet werden. Die hierfür relevante Mensch-Maschine-Schnittstelle des Rollstuhls wird durch die Sitz- und Lehnflächen, die Fußstützen sowie die beiden Greifringe gebildet. Diese Geometrielemente wurden daher im CAD-Modell durch entsprechenden Affordanzfeatures semantisch erweitert. Jeder Affordanz wurde zudem ein passender menschlicher Endeffektor zugeordnet (Bild 98). Um den Rollstuhl in Gang zu setzen, muss auf die Hinterräder ein Drehmoment aufgebracht werden, dessen Betrag vom vorliegenden Rollwiderstand, der zu beschleunigenden Gesamtmasse und nicht zuletzt auch vom Beschleunigungswunsch des Nutzers abhängt. Dieser zu überwindende Anfahrwiderstand wurde im Produktmodell durch je ein Lastfeature vom Typ Drehmoment modelliert, welche einer Vorwärtsdrehung der Hinterräder entgegenwirken. In Orientierung an Messungen von BONINGER ET AL. [20] wurde dabei ein Betrag von $|\vec{\tau}| = 15 \text{ N m}$ je Rad angenommen. Ein weiteres Lastfeatures vom Typ Beschleunigungsfeld definiert Betrag und Richtung der Gravitation. Die kinematische Konfiguration

des Produktmodells ist hier durch die Stellungen der beiden Drehgelenke gegeben, welche die Räder mit dem Rahmen verbinden. Aufgrund der Symmetrie der Greifringe wird die Mensch-Maschine-Interaktion durch die Radstellung jedoch nicht beeinflusst, sodass diese Information für die Definition des Use Case irrelevant ist.

Menschmodell

Der Nutzer (Fahrer) des Rollstuhls wird durch ein muskuloskelettales Menschmodell abgebildet, welches unter Anhang [A.2](#) näher beschrieben ist. Das Modell besitzt $H = 40$ kinematische Freiheitsgrade, die durch 150 HILL'sche Muskelaktuatoren sowie 3 Drehmomentaktuatoren ($M = 153$) angetrieben werden. Das Modell entspricht in etwa einem männlichen Europäer des 50. Perzentils. Es wurden keine pathologischen Effekte wie z.B. eine Lähmung der unteren Extremitäten modelliert, sodass die ermittelten Ergebnisse nicht direkt auf reale Rollstuhlnutzer übertragbar sind.

Versuchsplan

Das Ziel der Studie besteht darin, den quantitativen Zusammenhang zwischen der Sitzhöhe des Rollstuhls und der damit einhergehenden Beanspruchung des Glenohumeralgelenks zu untersuchen. Daher werden die beiden in Bild [99](#) dargestellten Produktvarianten V_1 und V_2 betrachtet, für die jeweils eine physikalisch konsistente Körperhaltung und der muskuloskeletale Beanspruchungszustand zu berechnen ist. Der Wichtungsfaktor, welcher die Lastverteilung zwischen Muskel- und Interaktionskräften beeinflusst, wird dabei auf $w = 500$ gesetzt. Damit ist die schon im vorigen Kapitel gerechtfertigte Annahme verbunden, dass der Nutzer des Rollstuhls in erster Linie eine Entlastung seiner Muskulatur anstrebt.

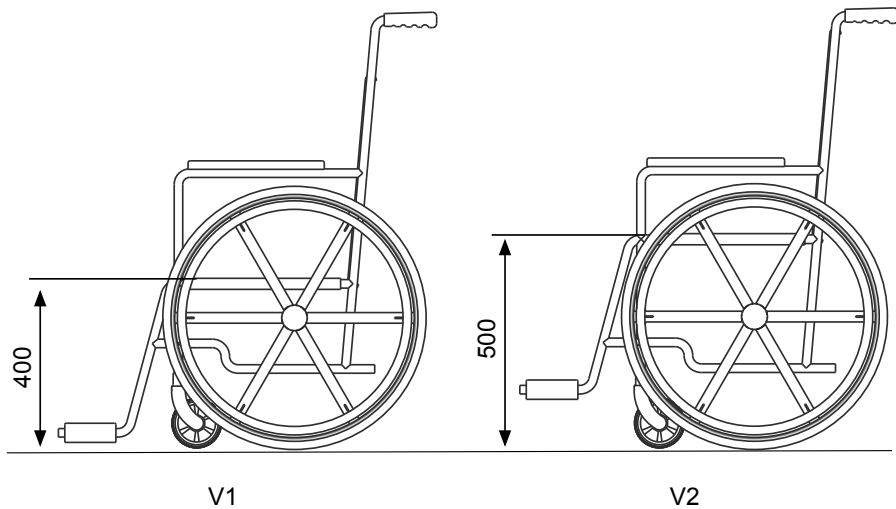


Bild 99: Untersuchte Varianten des Rollstuhls

9.3 Berechnung

Das der Berechnung von Körperhaltung und Beanspruchungszustand zugrunde liegende Optimierungsproblem (vgl. Kapitel 6) besitzt insgesamt 229 freie Parameter (153 unbekannte Muskelaktivitäten, 40 unbekannte Gelenkwinkel, 36 unbekannte Interaktionskräfte). Auf der Test-CPU (Intel® Core™ I5-3210M @ 2,5 GHz) betrug die zur Lösung benötigte Rechenzeit etwa eine Minute.

9.4 Ergebnisse und Diskussion

Die berechneten Körperhaltungen sind in Bild [100](#) dargestellt. Die um 100 mm geringere Sitzhöhe bewirkt bei Produktvariante V₁ (links) eine im Vergleich zu V₂ (rechts) deutlich stärkere Flexion des Ellbogengelenks und stärkere Abduktion der Schulter. Anhand der betragsmäßigen Visualisierung der Gelenkreaktionskräfte ist auf den ersten Blick erkennbar, dass das Glenohumeralgelenk in beiden Fällen das absolut gesehen am stärksten beanspruchte Körpergelenk ist. Allerdings kann allein hieraus nicht abgeleitet werden, dass dieses auch das höchste Schädigungsrisiko

trägt. Hierzu müssten einerseits Informationen über die maximal zulässige Beanspruchung der einzelnen Gelenke vorliegen, zum anderen wäre zur Bewertung des Schädigungsrisikos auch die Wirkrichtung der Gelenkreaktionskraft mit einzubeziehen [62]. Eine relative Bewertung der beiden Produktvarianten ist aber dennoch möglich, da hierbei jeweils dasselbe Gelenk betrachtet wird. Die Beanspruchung des Glenohumeralgelenks ist im Fall von V1 um gut 40 N höher als bei V2. Daraus kann der Schluss gezogen werden, dass eine zu niedrige Sitzhöhe das Schädigungsrisiko bzw. das Auftreten von Schulterschmerzen tendenziell begünstigt, was auch durch die von VAN DER WOUDE ET AL. [219] durchgeführten Untersuchungen bestätigt wird.

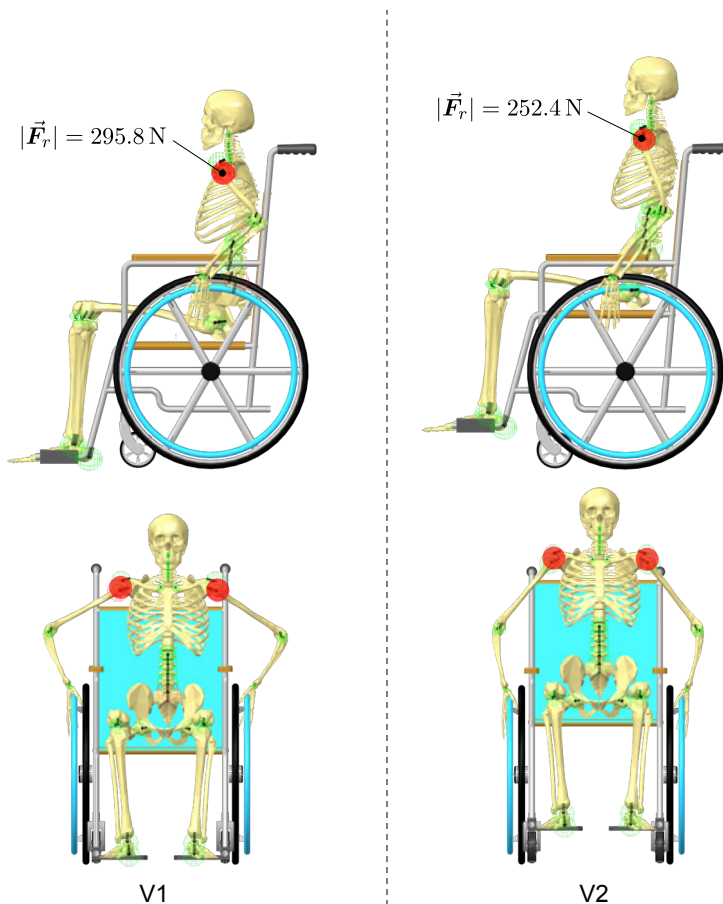
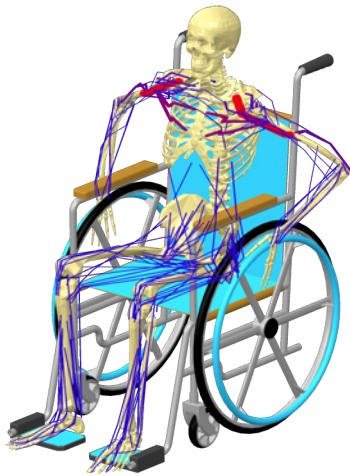


Bild 100: Körperhaltung und Reaktionskraft im Glenohumeralgelenk

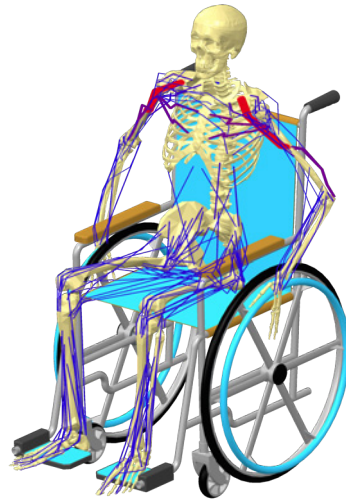
Bild 101 gibt Aufschluss über die Muskelaktivität während der Interaktion mit dem Rollstuhl. Am stärksten ist dabei die vordere Schulter- und Brustmuskulatur aktiviert. Die Unterschiede zwischen den beiden Produktvarianten erscheinen dabei zunächst unwesentlich, erklären jedoch die unterschiedliche Beanspruchung des Glenohumeralgelenks. Als Beispiel wird der am stärksten aktivierte Muskel *m. deltoideus* betrachtet. Im Fall von V1 ist sein Aktivitätsniveau um rund 2% höher als bei V2. Angesichts seiner maximalen isometrischen Kraft von 1142 N (im vorliegenden Modell) entspricht dies einem Zugkraftunterschied von 22.8 N, also schon gut der Hälfte des Unterschiedes in der Gelenkbeanspruchung.¹

Dieses Anwendungsbeispiel zeigt, dass sich der Produktentwickler mit dem im Rahmen der Arbeit entwickelten Ansatz generell sehr schnell die Auswirkungen von Designvariationen auf die biomechanische Beanspruchungssituation des Nutzers vor Augen führen kann. Dennoch werden auch die Grenzen deutlich: Der Vortrieb eines Rollstuhls ist eigentlich mit einer Bewegung des Hand-Arm-Systems verbunden, in deren Verlauf sich die biomechanische Beanspruchungssituation fortlaufend ändert. Es ist daher fraglich, wie aussagekräftig die Simulationsergebnisse sind, wenn dieser Vorgang durch eine einzelne statische Körperhaltung dargestellt wird. Im Modell wurden die Greifringe des Rollstuhls mit einem Affordanzfeatures vom Typ `Torus:Greifbar` modelliert. Folglich konnte die Hand durch den Optimierungsalgorithmus prinzipiell überall entlang des Greifringumfangs positioniert werden. Da dem statischen Analyseverfahren eine Minimierung der Muskelaktivität zugrunde liegt, ist davon auszugehen, dass die ermittelte Körperhaltung einer Momentaufnahme der Vortriebsbewegung entspricht, in der im Vergleich zu anderen Zeitpunkten relativ geringe Beanspruchungen herrschen. Der relative Vergleich zweier Produktvarianten wird dadurch zwar nicht beeinträchtigt, ein vollständiges Bild der Mensch-Maschine-Interaktion liegt jedoch nicht vor.

¹ Die Gelenkbeanspruchung ist proportional zu den aktuiierenden Muskelkräften [162].



V1



V2

Bild 101: Muskelaktivität: Die drei am stärksten aktivierten Muskeln sind *m. deltoideus* (V1: $\alpha = 15\%$, V2: $\alpha = 13\%$), *m. pectoralis major* (V1: $\alpha = 6\%$, V2: $\alpha = 5\%$) sowie *m. triceps brachii* (V1: $\alpha = 4\%$, V2: $\alpha = 4\%$)

10 Zusammenfassung und Ausblick

Angesichts des demografischen Wandels und gesättigter Märkte hängt der kommerzielle Erfolg von Investitionsgütern und Konsumprodukten zunehmend von deren ergonomischer Qualität ab. Aufgrund stetig verkürzter Produktlebenszyklen besteht gleichzeitig der Bedarf, auch ergonomische Produkteigenschaften möglichst frühzeitig im Produktentwicklungsprozess abzusichern. Ein vielversprechender Ansatz hierzu sind Simulationen mit Mehrkörpermodelle des menschlichen Bewegungsapparates (muskuloskelettale Menschmodelle), welche die Berechnung von experimentell kaum messbaren biomechanischen Beanspruchungen ermöglichen, die sich als Folge einer äußeren Belastungssituation im Bewegungsapparat einstellen. Somit kann das in der Ergonomie etablierte Belastungs-Beanspruchungskonzept auf eine quantitativ reproduzierbare Grundlage gestellt werden, was eine objektive Bewertung von Produktkonzepten sowie die gezielte Ableitung von Designoptimierungen im energetisch-effektorischen Gestaltungsfeld der Ergonomie ermöglicht. Allerdings ist die Integration dieser aus der bewegungsmedizinischen Grundlagenforschung stammenden Technologie in die rechnerunterstützte Prozesskette der Produktentwicklung bislang unbefriedigend gelöst.

Die Zielsetzung der vorliegenden Dissertation bestand darin, insbesondere die Datendurchgängigkeit zwischen dem CAD-System als zentralem Synthesewerkzeug der Produktentwicklung und muskuloskelettalen Mehrkörpersimulationssystemen herzustellen und somit den Einsatz entsprechender Menschmodelle zur virtuellen Absicherung ergonomischer Produkteigenschaften zu erleichtern. In diesem Zusammenhang wurden drei grundlegende Problemstellungen identifiziert, für die entsprechende Lösungsansätze entwickelt wurden:

Als technische Voraussetzung zur Simulation von Mensch-Maschine-Interaktionen musste ein Ansatz zur bidirektionalen Kopplung von CAD- und MKS-Datenstruktur geschaffen werden. Die gewählte Lösung sieht eine automatisierte Übersetzung des CAD-Produktmodells in eine äquivalente Mehrkörperrepräsentation vor, die als zusätzlicher Zweig in den MKS-Baum des muskuloskelettalen Menschmodells integriert wird, sodass physikalische Rückwirkungen zwischen Mensch und Produkt prinzipiell darstellbar sind. Aufseiten des CAD-Systems wird das Menschmodell durch eine Avatargauppe geometrisch repräsentiert. Beide Datenstrukturen werden zur Laufzeit kinematisch miteinander synchronisiert. Neben der Möglichkeit

zum Datenaustausch benötigt der Produktentwickler eine Verfahrensweise, um die zu analysierende Mensch-Maschine-Interaktion zu modellieren. Anders als bei existierenden CAD-integrierten Menschmodellen, wo dies durch interaktive Posierung des Mannequins geschieht, wurde hier der Grundsatz verfolgt, dass diese Informationen als Bestandteil des Produktmodells aufzufassen sind. Entsprechend wurden drei neue Klassen von CAD-Features vorgeschlagen, welche das Produktmodell semantisch erweitern. Auf unterster Ebene stehen dabei Affordanzfeatures, die elementare Interaktionsmöglichkeiten zwischen einzelnen Geometrieelementen und menschlichen Endeffektoren spezifizieren. Die Gruppe der Lastfeatures repräsentiert eingeprägte Kräfte, Momente und Beschleunigungen im Mensch-Maschine-System, womit eine wenn auch rudimentäre Möglichkeit geschaffen wurde, das Betriebsverhalten von Produkten darzustellen. Use Case-Features aggregieren schließlich mehrere Affordanz- und Lastfeatures zu einer logischen Einheit, um eine konkrete Nutzungssituation zu beschreiben. Für die Anwendung in einer interaktiven CAD-Umgebung wurde ein effizientes prädiktives Simulationsverfahren zur Vorhersage physikalisch konsistenter Körperhaltungen und den damit verbundenen biomechanischen Beanspruchungsgrößen benötigt. Das entwickelte Verfahren basiert auf dem in der Biomechanik weit verbreiteten Prinzip der minimalen muskulären Aktivität, um die kinematische und dynamische Unbestimmtheit des menschlichen Bewegungsapparates gleichzeitig aufzulösen, wobei auch die zwischen Mensch und Produkt wirkenden Interaktionskräfte berücksichtigt werden. Das Verfahren bezieht seine Eingabeinformationen ausschließlich aus dem semantisch erweiterten Produktmodell, sodass keine Abhängigkeit zu experimentell zu erfassenden Daten besteht. In Summe führen diese Bausteine auf die Entwicklung eines integrierten Softwarewerkzeugs, das dem Produktentwickler die quantitative Analyse von Mensch-Maschine-Interaktionen im unmittelbaren Kontext des geometrischen Produktentwurfs ermöglicht.

Die erzielten Ergebnisse weisen jedoch auf Fragen hin, die in zukünftigen Forschungsaktivitäten adressiert werden sollten:

- Der vorliegenden Arbeit liegt eine statische Sicht auf die Mensch-Maschine-Interaktion zugrunde. Das Ergebnis der muskuloskeletalen Analyse ist demnach stets eine einzelne Körperhaltung und ein damit physikalisch konsistenter Beanspruchungszustand. Es liegt in der Verantwortung des Produktentwicklers, diese Momentaufnahme möglichst repräsentativ für die reale Nutzungssituation auszuwählen.

Das Anwendungsbeispiel aus der Rollstuhlentwicklung hat gezeigt, dass sich dies bei Mensch-Maschine-Interaktionen, die mit größeren Bewegungen einhergehen, als nicht ausreichen erweisen kann. Zukünftig sollte der Ansatz daher um den Aspekt der Bewegung erweitert werden. Dazu muss zunächst das Konzept der Affordanzfeatures im Sinn einer statischen Mensch-Geometrie-Paarung um eine kinematische Zustandsänderung des betreffenden Geometrieelements ergänzt werden. Aus einer drückbaren Fläche würde somit eine verschieb- oder rotierbare Fläche. Auch die Last- und Use Case-Features wären als zeitlich veränderlich aufzufassen und an die Stelle der Körperhaltungsvorhersage müsste ein Verfahren zur Bewegungssynthese, beispielsweise auf Grundlage der Optimalsteuerung treten.

- Der Ansatz zur Vorhersage von Körperhaltungen auf Grundlage von gradientenbasierten Optimierungsverfahren hat sich als effizient erwiesen. Allerdings könnte die nur lokale Konvergenz in der Praxis zu Problemen führen. Hier sind mögliche Globalisierungsstrategien des Optimierungsalgorithmus' zu untersuchen. Der Einsatz globaler gradientenfreier Verfahren (z.B. Partikelschwarmoptimierung) wird jedoch mit Blick auf die zu erwartenden langen Rechenzeiten als nicht zielführend gesehen.
- Die kinematische und dynamische Interaktion zwischen Mensch und Produkt erfolgte im entwickelten Ansatz über diskrete Stellen am Menschmodell, die als Endeffektoren bezeichnet wurden. Anhand des Basisfeatures Besetzbar wurde bereits ersichtlich, dass hierdurch die Realität nicht immer ausreichend exakt abgebildet werden kann: Die vereinfachende Konzentration der Interaktion auf die Sitzhöcker am Beckenknochen vernachlässigt hier beispielsweise die in der Realität vorhandene Stützwirkung der Oberschenkel, was tendenziell zu einer übertriebenen Beanspruchung der Hüftgelenke führen dürfte. Das Konzept des Endeffektors sollte daher auf einen größeren Bereich der Körperoberfläche ausgedehnt werden. Dazu ist es nötig, sich von der rein muskuloskelettalen Modellbildung zu lösen und das Menschmodell mit einem Oberflächenmodell auszustatten. Somit würden letztlich die Entwicklungspfade von muskuloskelettalen und anthropometrischen Menschmodellen verschmelzen.

11 Summary and Outlook

In view of demographic changes and saturated markets the commercial success of capital goods and consumer products increasingly depends on their ergonomic quality. Due to ever-shorter product life cycles there is a strong need to validate ergonomic product properties at an early stage of the product development process. A promising approach to this are simulations with multibody models of the human musculoskeletal system (musculoskeletal human models), which facilitate the computation of barely measurable biomechanical strains within the musculoskeletal system that arise due to external stress situations such as human-machine interaction. Thus, the ergonomic stress-strain concept can be put on a quantitative and reproducible basis. This enables an objective evaluation of design concepts and the derivation of design improvements in the energetic-effectorial field of ergonomics. However, since this technology originates from basic research in motion sciences it has not yet been satisfactorily integrated into the computer-aided processes of product development.

The aim of the present dissertation was in particular to enable data consistency between the CAD system as a central synthesis tool for product development and musculoskeletal multibody simulation systems (MBS) in order to facilitate the application of musculoskeletal human models for the virtual evaluation of ergonomic product properties. With this in mind three fundamental problems were identified for which appropriate solutions were developed:

As a technical basis for the simulation of human-machine interactions a bidirectional coupling approach of CAD and MBS data structures had to be elaborated. The chosen solution affords an automated translation of the CAD product model into an equivalent multibody representation that is integrated as an additional branch into the musculoskeletal model. Within the CAD system the human model is geometrically represented by an avatar assembly. At runtime both data structures are kinematically synchronized with each other. In addition to this tool coupling the product developer requires a methodology to define the human-machine interactions he wants to analyze. Unlike existing CAD-integrated human models where this happens by interactively posing the mannequin the suggested approach is grounded on the statement that this information should be considered as a part of the product model. Accordingly, three new classes of CAD features have been proposed to semantically extend the product

model. At the lowest level are affordance features which specify elementary interaction possibilities between individual geometric elements and human end-effectors. Load features represent forces, torques and accelerations applied to the man-machine system as rudimentary way to describe the operational behavior of the product. Finally, use case features aggregate multiple affordance and load features into one logical unit to describe a specific usage scenario.

In order to conduct interactive analyses within the CAD environment an efficient predictive simulation technique was needed to compute physically consistent human postures and the associated biomechanical stresses. The developed method applies the well-known biomechanical principle of minimal muscular activity to resolve the kinematic and dynamic indeterminacy of the human musculoskeletal system while also taking into account the interaction forces acting between the human body and the product. The simulation method derives its input data exclusively from the semantically extended product model and no additional information has to be entered manually.

In total these building blocks lead to an integrated software tool that enables the product developer to quantitatively analyze human-machine interactions in the immediate context of the geometric product design. However, the results obtained also raise issues that should be addressed in future research:

- The present work is based on a static view of human-machine interaction. The result of the musculoskeletal analysis is therefore always a single posture and a physically consistent state of stress. It is the responsibility of the product developer to select this snapshot to be as representative as possible for the real usage scenario. The application example of the wheelchair design has shown that this might not be sufficient for human-machine interactions that involve larger movements. In future the approach should therefore be extended to include the aspect of motion. The concept of affordance features in the sense of a static human-geometry pairing must be supplemented by a kinematic state change of the relevant geometric element. A pushable surface would thus transform into a displaceable or rotatable surface. The load and use case features would also have to be regarded as temporally variable and the body posture prediction would have to be replaced by a motion synthesis technique e.g. on the basis of optimal control theory.

- The posture prediction approach based on gradient methods has proven to be very efficient. However, in practice its local convergence behavior could lead to problems and possible globalization strategies should be examined. However, the use of gradient-free methods (such as particle swarm optimization) is not considered to be expedient because of expected slow convergence.
- The kinematic and dynamic interaction between the human and the product was realized through discrete points on the human model (endeffectors). The basic affordance feature *Seatable* reveals that this does not always yield realistic results: The simplistic concentration of the interaction forces at the pelvic bones neglects e.g. the supportive effect of the thighs and thus leads to exaggerated stress at the hip joints. The concept of the end effector should be extended to a larger area of the body surface. Therefore it is necessary to leave the purely musculoskeletal modeling approach and equip the human model with a skin model. Thus, the development paths of musculoskeletal and anthropometric human models would ultimately converge.

A Anhang

A.1 Gradienten der kinematischen Beziehungen

Nachfolgend sind die Gradienten der in Abschnitt 5.1.3 behandelten kinematischen Beziehungen bezüglich der generalisierten Koordinaten \vec{q}_h des Menschmodells angegeben. Zur kompakteren Darstellung werden folgende Konventionen eingeführt:

1. Unterstrichene Vektoren (z.B. $\underline{\vec{d}}_1$) sind mit dem beweglichen Endeffektor des Menschmodells assoziiert und daher von \vec{q}_h abhängig. Alle übrigen Vektoren sind bei der Differentiation als Konstanten zu betrachten.
2. Ausdrücke der Form \vec{v}^i bezeichnen die partielle Ableitung eines Vektors \vec{v} bezüglich der i -ten generalisierten Koordinate des Menschmodells. Sie sind gedanklich zu ersetzen durch:

$$\vec{v}^i = \frac{\partial \vec{v}}{\partial q_{h,i}} = \begin{cases} \vec{J}_{trans,i} + \vec{J}_{rot,i} \times \vec{v} & \text{für Ortsvektoren} \\ \vec{J}_{rot,i} \times \vec{v} & \text{für Richtungsvektoren} \end{cases} \quad (93)$$

Dabei ist $\vec{J}_{trans,i}$ bzw. $\vec{J}_{rot,i}$ der i -te Spaltenvektor des translatorischen bzw. rotatorischen Blocks der kinematische Jacobi-Matrix des Starrkörpers, bezüglich dessen der Vektor \vec{v} definiert ist (vgl. Abschnitt 6.3.4).

Kollinearität zweier Vektoren

$$g_1(\underline{\vec{d}}_1) = \|\underline{\vec{d}}_1 \times \underline{\vec{d}}_2\| = 0 \quad (94)$$

Gradient:

$$\frac{\partial g_1}{\partial q_{h,i}} = \frac{(\underline{\vec{d}}_1^i \times \underline{\vec{d}}_2) \cdot (\underline{\vec{d}}_1 \times \underline{\vec{d}}_2)}{\|\underline{\vec{d}}_1 \times \underline{\vec{d}}_2\|} \quad (95)$$

Parallelität zweier Vektoren

$$g_1(\underline{\vec{d}}_1) = \underline{\vec{d}}_1 \cdot \underline{\vec{d}}_2 - \|\underline{\vec{d}}_1\| \cdot \|\underline{\vec{d}}_2\| = 0 \quad (96)$$

Gradient:

$$\frac{\partial g_1}{\partial q_{h,i}} = \underline{\vec{d}}_2 \cdot \underline{\vec{d}}_1^i \quad (97)$$

Winkelabweichung zweier Vektoren

$$h_1(\underline{\vec{d}}_1) = \underline{\vec{d}}_1 \cdot \underline{\vec{d}}_2 - \cos(\beta) \cdot \|\underline{\vec{d}}_1\| \cdot \|\underline{\vec{d}}_2\| \geq 0 \quad (98)$$

Gradient:

$$\frac{\partial h_1}{\partial q_{h,i}} = \underline{\vec{d}}_2 \cdot \underline{\vec{d}}_1^i \quad (99)$$

Punkt auf Punkt

$$\begin{aligned} g_1(\underline{\vec{p}}_1) &= (\underline{\vec{p}}_2 - \underline{\vec{p}}_1)_x = 0 \\ g_2(\underline{\vec{p}}_1) &= (\underline{\vec{p}}_2 - \underline{\vec{p}}_1)_y = 0 \\ g_3(\underline{\vec{p}}_1) &= (\underline{\vec{p}}_2 - \underline{\vec{p}}_1)_z = 0 \end{aligned} \quad (100)$$

Gradient:

$$\begin{aligned} \frac{\partial g_1}{\partial q_{h,i}} &= -(\underline{\vec{d}}_1^i)_x \\ \frac{\partial g_2}{\partial q_{h,i}} &= -(\underline{\vec{d}}_1^i)_y \\ \frac{\partial g_3}{\partial q_{h,i}} &= -(\underline{\vec{d}}_1^i)_z \end{aligned} \quad (101)$$

Punkt auf Strecke

$$\begin{aligned}
 g_1(\underline{\vec{p}}) &= \|(\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}}) \times \underline{\vec{d}}\| = 0 \\
 h_1(\underline{\vec{p}}) &= \frac{l}{2} - (\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}}) \cdot \frac{\underline{\vec{d}}}{\|\underline{\vec{d}}\|} \geq 0 \\
 h_2(\underline{\vec{p}}) &= \frac{l}{2} + (\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}}) \cdot \frac{\underline{\vec{d}}}{\|\underline{\vec{d}}\|} \geq 0
 \end{aligned} \tag{102}$$

Gradient:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial g_1}{\partial q_{h,i}} &= \frac{(\underline{\vec{p}}^i \times \underline{\vec{d}}) \cdot ((\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}}) \times \underline{\vec{d}})}{\|(\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}}) \times \underline{\vec{d}}\|} \\
 \frac{\partial h_1}{\partial q_{h,i}} &= -\underline{\vec{p}}^i \cdot \underline{\vec{d}} \\
 \frac{\partial h_2}{\partial q_{h,i}} &= \underline{\vec{p}}^i \cdot \underline{\vec{d}}
 \end{aligned} \tag{103}$$

Punkt in Kreisfläche

$$\begin{aligned}
 g_1(\underline{\vec{p}}) &= (\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}}) \cdot \underline{\vec{n}} = 0 \\
 h_1(\underline{\vec{p}}) &= r^2 - \|(\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}})\|^2 \geq 0
 \end{aligned} \tag{104}$$

Gradient:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial g_1}{\partial q_{h,i}} &= \underline{\vec{p}}^i \cdot \underline{\vec{n}} \\
 \frac{\partial h_1}{\partial q_{h,i}} &= -2 \cdot (\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{m}}) \cdot \underline{\vec{p}}^i
 \end{aligned} \tag{105}$$

Strahl auf Punkt

$$g_1(\underline{\vec{o}}, \underline{\vec{d}}) = (\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{o}}) \cdot \underline{\vec{d}} - \|(\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{o}})\| \cdot \|\underline{\vec{d}}\| = 0 \quad (106)$$

Gradient:

$$\frac{\partial g_1}{\partial q_{h,i}} = (\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{o}}) \cdot \underline{\vec{d}}^{\vec{i}} - \underline{\vec{o}}^{\vec{i}} \cdot \underline{\vec{d}} - \frac{\underline{\vec{o}}^{\vec{i}} \cdot (\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{o}})}{\|\underline{\vec{p}} - \underline{\vec{o}}\|} \quad (107)$$

Gerade tangential zu Kreis

$$\begin{aligned} g_1(\underline{\vec{o}}) &= (\underline{\vec{o}} - \underline{\vec{m}}) \cdot \underline{\vec{n}} = 0 \\ g_2(\underline{\vec{o}}) &= \|(\underline{\vec{o}} - \underline{\vec{m}})\|^2 - r^2 = 0 \\ g_3(\underline{\vec{o}}, \underline{\vec{d}}) &= (\underline{\vec{o}} - \underline{\vec{m}}) \cdot \underline{\vec{d}} = 0 \\ g_4(\underline{\vec{d}}) &= \underline{\vec{d}} \cdot \underline{\vec{n}} = 0 \end{aligned} \quad (108)$$

Gradient:

$$\begin{aligned} \frac{\partial g_1}{\partial q_{h,i}} &= \underline{\vec{o}}^{\vec{i}} \cdot \underline{\vec{n}} \\ \frac{\partial g_2}{\partial q_{h,i}} &= 2 \cdot (\underline{\vec{o}} - \underline{\vec{m}}) \cdot \underline{\vec{o}}^{\vec{i}} \\ \frac{\partial g_3}{\partial q_{h,i}} &= \underline{\vec{d}} \cdot \underline{\vec{o}}^{\vec{i}} + \underline{\vec{d}}^{\vec{i}} \cdot \underline{\vec{o}} - \underline{\vec{m}} \cdot \underline{\vec{d}}^{\vec{i}} \\ \frac{\partial g_4}{\partial q_{h,i}} &= \underline{\vec{n}} \cdot \underline{\vec{d}}^{\vec{i}} \end{aligned} \quad (109)$$

A.2 Merkmale des Menschmodells

Das für die Simulationen in Kapitel 8 und Kapitel 9 verwendete muskuloskeletale Menschmodell entstand durch Kombination eines Oberkörpermodells von HOLZBAUR ET AL. [102] mit einem Modell der unteren Extremitäten, welches auf der Arbeit von DELP ET AL. [49] beruht.

Anthropometrische Skalierung

Die Maße der Körpersegmente entsprechen den in DIN EN ISO 3411 [59] angegebenen Werten:

Körperhöhe	1,73 m
Oberarmlänge	0,276 m
Unterarmlänge	0,246 m
Rumpflänge	0,442 m
Oberschenkellänge	0,425 m
Unterschenkellänge	0,405 m
Gesamtmasse	73,3 kg

Bei der Skalierung der Ausgangsmodelle wurden die Massenverhältnisse der einzelnen Körpersegmente nicht verändert. Die anthropometrischen Merkmale entsprechen ungefähr dem 50. Perzentil der kombinierten nordamerikanischen und europäischen Bevölkerungen.

Kinematische Freiheitsgrade und Aktuierung

Das Modell verfügt insgesamt über 40 kinematische Freiheitsgrade. Davon bestimmen sechs die globale Position und Orientierung des Menschmodells im virtuellen Raum während der Rest den Körpergelenken zugeordnet ist. Die Aktuierung der Gelenkfreiheitsgrade kann entweder durch 150 HILL'sche Muskelaktuatoren oder durch idealisierte Gelenkdrehmomente erfolgen. Die Maximalwerte der Muskelkräfte wurden von den Ausgangsmodellen übernommen. Diese lassen sich wohl keinem bestimmten Perzentil einer Bevölkerung zuordnen. Im Fall der Drehmomentaktuierung wurden die nachfolgend dargestellten Werte angenommen, welche nach DANESKIOLD-SAMSØE ET AL. [42] in etwa dem 50. Perzentil männlicher Nordeuropäer zwischen 30 und 39 Jahren entsprechen:

Nummer	Freiheitsgrad	max. Drehmoment
1-3	globale Position des Modells	unaktuiert
4-6	globale Orientierung des Modells	unaktuiert
7,8	Hüfte (Flexion/Extension)	315 N m
9,10	Hüfte (Abduktion/Adduktion)	186 N m
11,12	Hüfte (Rotation)	69 N m
13,14	Knie (Flexion/Extension)	220 N m
15,16	Sprunggelenk (Flexion/Extension)	119 N m
17,18	Sprunggelenk (Pronation/Supination)	119 N m
19	Rumpf (Flexion/Extension)	299 N m
20	Rumpf (Rotation)	150 N m
21	Rumpf (Lateralflexion)	299 N m
22	Nacken (Flexion/Extension)	50 N m
23	Nacken (Rotation)	50 N m
24	Nacken (Lateralflexion)	50 N m
25,26	Schulter (Abduktion/Adduktion)	56 N m
27,28	Schulter (Rotation)	44 N m
29,30	Schulter (Flexion/Extension)	65 N m
31,32	Ellbogen (Flexion/Extension)	55 N m
33,34	Handgelenk (Flexion/Extension)	22 N m
35,36	Handgelenk (Deviation)	22 N m
37,38	Unterarm (Pronation/Supination)	22 N m

A.3 Simulation des aufrechten Stands mit AnyBody

Das in Kapitel 6 entwickelte Simulationsverfahren konkurriert mit einem ähnlichen von RASMUSSEN [177] veröffentlichten Ansatz (vgl. Abschnitt 6.2), der im kommerziellen muskuloskelettalen Simulationssystem AnyBody [41] implementiert ist. Um beide Verfahren hinsichtlich ihrer Effizienz miteinander vergleichen zu können, wurde der in Kapitel 8 betrachtete Testfall des aufrechten Stands zusätzlich mit Hilfe des AnyBody-Systems simuliert, wobei das Hauptaugenmerk auf der Ermittlung der benötigten CPU-Zeit lag. Das dazu verwendete Menschmodell besitzt insgesamt $H = 24$ kinematische Freiheitsgrade, von denen $M = 20$ durch idealisierte Gelenkdrehmomente aktuiert werden. Die Fuß-Boden-Interaktion ist pro Fuß durch drei kinematische Zwangsbedingungen realisiert. Die Bodenreaktionskräfte werden innerhalb des inversdynamischen Teilproblems mitberechnet. Bild 102 (links) zeigt die gewählte Startkörperhaltung. AnyBody löst das inverskinematische (äußere) Teilproblem mit Hilfe des gradientenfreien COMPLEX-Verfahrens [69]. Auf der Test-CPU (Intel® Core™ I5-3210M @ 2,5 GHz) lag nach 575 Iterationen des COMPLEX-Optimierers und einer CPU-Zeit von 722 s die in Bild 102 (rechts) dargestellte physikalisch konsistent wirkende Körperhaltung vor.

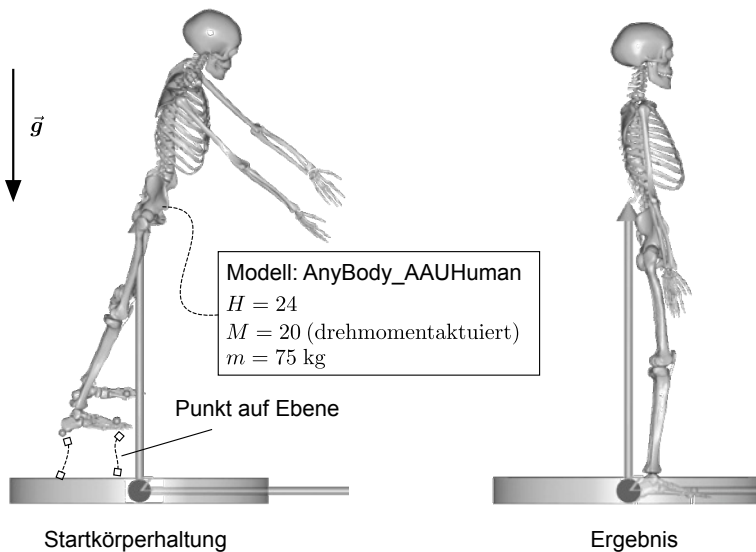


Bild 102: Startkörperhaltung (links) und Ergebnis (rechts) der AnyBody-Simulation

Literaturverzeichnis

- [1] ABDEL-MALEK, K. ; ARORA, J.: Human Motion Simulation: Predictive Dynamics. 1. Aufl. Amsterdam: Elsevier, 2013
- [2] ABDEL-MALEK, K. ; YU, W. ; JABER, M. ; DUNCAN, J.: Realistic Posture Prediction for Maximum Dexterity. SAE Technical Paper 2001-01-2110. Warrendale: SAE International, 2001
- [3] ABDEL-MALEK, K. u. a.: Development of the Virtual-Human Santos™. In: DUFFY, V. G. (Hrsg.): Digital Human Modeling. 1. Aufl. Bd. 4561. Lecture Notes in Computer Science. Berlin: Springer, 2007, S. 490–499
- [4] ACKERMANN, M. ; van den BOGERT, A. J.: Optimality Principles for Model-Based Prediction of Human Gait. In: Journal of Biomechanics 43 (2010) Nr. 6, S. 1055–1060
- [5] AGARWAL, P. ; NARAYANAN, M. S. ; LEE, L.-F. ; MENDEL, F. ; KROVI, V. N.: Simulation-Based Design of Exoskeletons Using Musculoskeletal Analysis. In: ASME 2010 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. 30th Computers and Information in Engineering Conference. Bd. 3. Montreal: ASME, 2010, S. 1357–1364
- [6] ANDERSEN, M. S. ; DAMSGAARD, M. ; RASMUSSEN, J.: Force-Dependent Kinematics: A New Analysis Method for Non-Conforming Joints. In: 13th Biennial International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. Leuven, 2011
- [7] ANDERSON, D. E. ; MADIGAN, M. L. ; NUSSBAUM, M. A.: Maximum Voluntary Joint Torque as a Function of Joint Angle and Angular Velocity: Model Development and Application to the Lower Limb. In: Journal of Biomechanics 40 (2007) Nr. 14, S. 3105–3113
- [8] ANDERSON, F. C. ; PANDY, M. G.: Dynamic Optimization of Human Walking. In: Journal of Biomechanical Engineering 123 (2001) Nr. 5, S. 381–390
- [9] ANDERSON, F. C. ; PANDY, M. G.: A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. In: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2 (1999) Nr. 3, S. 201–231

- [10] ANDERSON, F. C. ; PANDY, M. G.: Static and Dynamic Optimization Solutions for Gait Are Practically Equivalent. In: *Journal of Biomechanics* 34 (2001) Nr. 2, S. 153–161
- [11] ANDERSON, F. C. ; PANDY, M. G.: Individual Muscle Contributions to Support in Normal Walking. In: *Gait & Posture* 17 (2003) Nr. 2, S. 159–169
- [12] ANDERSON, J. ; BOTHELL, D. ; BYRNE, M. ; DOUGLASS, S. ; LEBIERE, C. ; QIN, Y.: An Integrated Theory of the Mind. In: *Psychological Review* 111 (2004) Nr. 4, S. 1036–1060
- [13] AUDU, M. ; KIRSCH, R. ; TRIOLO, R. J.: A Computational Technique for Determining the Ground Reaction Forces in Human Bipedal Stance. In: *Journal of Applied Biomechanics* 19 (2003) Nr. 4, S. 361–371
- [14] AYDIN, Y. ; NAKAJIMA, M.: Database Guided Computer Animation of Human Grasping Using Forward and Inverse Kinematics. In: *Computers & Graphics* 23 (1999) Nr. 1, S. 145–154
- [15] BACHMANN, C. ; GERBER, H. ; STACOFF, A.: Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse. In: *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56 (2008) Nr. 2, S. 29–34
- [16] BARRETT, R. S. ; BESIÉ, T. F. ; LLOYD, D. G.: Individual Muscle Contributions to the Swing Phase of Gait: An EMG-Based Forward Dynamics Modelling Approach. In: *Simulation Modelling Practice and Theory* 15 (2007) Nr. 9, S. 1146–1155
- [17] BICHLER, R.: Biomechanik und Fahrzeugentwicklung: Erstellung und Anwendung eines Modells zur virtuellen Beurteilung des Ein- und Ausstiegs. Dissertation. München: Technische Universität München, 2015
- [18] BLIX, M.: Die Länge und die Spannung des Muskels. In: *Skandinavisches Archiv Für Physiologie* 4 (1893) Nr. 1, S. 399–409
- [19] BOGEY, R. A. ; PERRY, J. ; GITTER, A. J.: An EMG-to-Force Processing Approach for Determining Ankle Muscle Forces during Normal Human Gait. In: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 13 (2005) Nr. 3, S. 302–310

- [20] BONINGER, M. L. ; COOPER, R. A. ; ROBERTSON, R. N. ; SHIMADA, S. D.: Three-Dimensional Pushrim Forces during Two Speeds of Wheelchair Propulsion. In: American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 76 (1997) Nr. 5, S. 420–426
- [21] BOUYARMANE, K. ; KHEDDAR, A.: Static Multi-Contact Inverse Problem for Multiple Humanoid Robots and Manipulated Objects. In: 10th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots. Nashville: IEEE, Dez. 2010, S. 8–13
- [22] BOY, G. A.: Orchestrating Human-Centered Design. 1. Aufl. London: Springer, 2013
- [23] BRONSTEIN, I. N. ; SEMENDJAEV, K. ; MUSIOL, G. ; MÜHLIG, H.: Taschenbuch der Mathematik. 3. Aufl. Thun: Harri Deutsch, 1997
- [24] BRUYNINCKX, H. ; DE SCHUTTER, J.: Symbolic Differentiation of the Velocity Mapping for a Serial Kinematic Chain. In: Mechanism and Machine Theory 31 (1996) Nr. 2, S. 135–148
- [25] BUBB, H. ; BENGLER, K. ; GRÜNEN, R. ; VOLLRATH, M.: Automobilergonomie. 1. Aufl. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2015
- [26] BUBB, H.: Computer Aided Tools of Ergonomics and System Design. In: Human Factors and Ergonomics in Manufacturing 12 (2002) Nr. 3, S. 249–265
- [27] BUSCH, M.: Zur effizienten Kopplung von Simulationsprogrammen. Dissertation. Kassel: Universität Kassel, 2012
- [28] CAPPELLO, A. ; LA PALOMBARA, P. F. ; LEARDINI, A.: Optimization and Smoothing Techniques in Movement Analysis. In: International Journal of Bio-Medical Computing 41 (1996) Nr. 3, S. 137–151
- [29] CARRUTH, D. ; THOMAS, M. ; ROBBINS, B. ; MORAIS, A.: Integrating Perception, Cognition and Action for Digital Human Modeling. In: DUFFY, V. G. (Hrsg.): Digital Human Modeling. Bd. 4561. Lecture Notes in Computer Science. Berlin: Springer, 2007
- [30] CHAFFIN, D.: Improving Digital Human Modelling for Proactive Ergonomics in Design. In: Ergonomics 48 (2005) Nr. 5, S. 478–491
- [31] CHAFFIN, D. ; ANDERSSON, G. ; MARTIN, B. J.: Occupational Biomechanics. 4. Aufl. Hoboken: Wiley-Interscience, 2006

- [32] CHAI, J. ; HODGINS, J. K.: Constraint-Based Motion Optimization Using a Statistical Dynamic Model. In: ACM Transactions on Graphics 26 (Juli 2007) Nr. 3, S. 8–17
- [33] CHALLIS, J. H. ; KERWIN, D. G.: An Analytical Examination of Muscle Force Estimations Using Optimization Techniques. In: Journal of Engineering in Medicine 207 (1993) Nr. 3, S. 139–148
- [34] CHANDLER, R. ; CLAUSER, C. ; McCONVILLE, J. ; REYNOLDS, H. ; YOUNG, J.: Investigation of Inertial Properties of the Human Body. Technical Report AMRL-TR-74-137. Dayton: Aerospace Medical Research Laboratory, 1975
- [35] CHAPANIS, A.: Applied Experimental Psychology: Human Factors in Engineering Design. 1. Aufl. New York: Wiley, 1949
- [36] CHAPANIS, A.: Ergonomics in Product Development: A Personal View. In: Ergonomics 38 (1995) Nr. 8, S. 1625–1638
- [37] COCKBURN, A.: Writing Effective Use Cases. 1. Aufl. The Crystal Series for Software Development. Boston: Addison-Wesley, 2001
- [38] CORAZZA, S. ; MÜNDERMANN, L. ; CHAUDHARI, A. M. ; DEMATTIO, T. ; COBELLI, C. ; ANDRIACCHI, T. P.: A Markerless Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull and Simulated Annealing Approach. In: Annals of Biomedical Engineering 34 (2006) Nr. 6, S. 1019–1029
- [39] CROWNINSHIELD, R. D.: Use of Optimization Techniques to Predict Muscle Forces. In: Journal of Biomechanical Engineering 100 (1978) Nr. 2, S. 88–92
- [40] CROWNINSHIELD, R. ; BRAND, R.: A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion. In: Journal of Biomechanics 14 (1981) Nr. 11, S. 793–801
- [41] DAMSGAARD, M. ; RASMUSSEN, J. ; CHRISTENSEN, S. T. ; SURMA, E. ; de ZEE, M.: Analysis of Musculoskeletal Systems in the AnyBody Modeling System. In: Simulation Modelling Practice and Theory 14 (2006) Nr. 8, S. 1100–1111
- [42] DANNESKIOLD-SAMSØE, B. u. a.: Isokinetic and Isometric Muscle Strength in a Healthy Population with Special Reference to Age and Gender. In: Acta Physiologica 197 (2009) Nr. 673, S. 1–68

- [43] DAVIS, J. ; KAUFMAN, K. R. ; LIEBER, R. L.: Correlation between Active and Passive Isometric Force and Intramuscular Pressure in the Isolated Rabbit Tibialis Anterior Muscle. In: Journal of Biomechanics 36 (2003) Nr. 4, S. 505-512
- [44] DAVY, D. ; AUDU, M.: A Dynamic Optimization Technique for Predicting Muscle Forces in the Swing Phase of Gait. In: Journal of Biomechanics 20 (1987) Nr. 2, S. 187-201
- [45] DE GROOTE, F. ; KINNEY, A. L. ; RAO, A. V. ; FREGLY, B. J.: Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem. In: Annals of Biomedical Engineering (2016)
- [46] DE LOOZE, M. P. ; KUIJT-EVERS, L. F. M. ; VAN DIEËN, J.: Sitting Comfort and Discomfort and the Relationships with Objective Measures. In: Ergonomics 46 (2003) Nr. 10, S. 985-997
- [47] DELP, S. L. ; LOAN, J. P.: A Graphics-Based Software System to Develop and Analyze Models of Musculoskeletal Structures. In: Computers in Biology and Medicine 25 (1995) Nr. 1, S. 21-34
- [48] DELP, S. ; ANDERSON, F. ; ARNOLD, A. ; LOAN, P. ; HABIB, A. ; JOHN, C. ; GUENDELMAN, E. ; THELEN, D.: OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering 54 (2007) Nr. 11, S. 1940-1950
- [49] DELP, S. ; LOAN, J. ; HOY, M. ; ZAJAC, F. ; TOPP, E. ; ROSEN, J.: An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering 37 (1990) Nr. 8, S. 757-767
- [50] DIN 33402-2:2005-12: Ergonomie – Körpermaße des Menschen – Teil 2: Werte. Berlin: Beuth, 2005
- [51] DIN 33411-4:1987-05: Körperkräfte des Menschen - Teil 4: Maximale statische Aktionskräfte. Berlin: Beuth, 1987
- [52] DIN 33416:1985-04: Zeichnerische Darstellung der menschlichen Gestalt in typischen Arbeitshaltungen. Berlin: Beuth, 1985
- [53] DIN 5566-1:2006-09: Schienenfahrzeuge - Führerräume - Teil 1: Allgemeine Anforderungen. Berlin: Beuth, 2006

- [54] DIN CEN ISO/TR 7250-2:2013-08: Wesentliche Maße des menschlichen Körpers für die technische Gestaltung – Teil 2: Anthropometrische Datenbanken einzelner nationaler Bevölkerungen. Berlin: Beuth, 2013
- [55] DIN EN 527-1:2011-08: Büromöbel - Büro-Arbeitstische - Teil 1: Maße. Berlin: Beuth, 2011
- [56] DIN EN 894-4:2010-11: Sicherheit von Maschinen - Ergonomische Anforderungen an die Gestaltung von Anzeigen und Stellteilen-Teil 4: Lage und Anordnung von Anzeigen und Stellteilen. Berlin: Beuth, 2010
- [57] DIN EN ISO 10075-1:2018-01: Ergonomische Grundlagen bezüglich psychischer Arbeitsbelastung - Teil 1: Allgemeine Konzepte und Begriffe. Berlin: Beuth, 2018
- [58] DIN EN ISO 26800:2011-11: Ergonomie. Genereller Ansatz, Prinzipien und Konzepte. Berlin: Beuth, 2011
- [59] DIN EN ISO 3411:2007: Erdbaumaschinen – Körpermaße von Maschinenführern und Mindestfreiraum. Berlin: Beuth, 2007
- [60] DIN EN ISO 9241-11:2016-01: Ergonomie der Mensch-System-Interaktion - Teil 11: Gebrauchstauglichkeit: Begriffe und Konzepte. Berlin: Beuth, 2016
- [61] DIN EN ISO 9241-210:2011-01: Ergonomie der Mensch-System-Interaktion - Teil 210: Prozess zur Gestaltung gebrauchstauglicher interaktiver Systeme. Berlin: Beuth, 2011
- [62] DONS, B. ; BOLLERUP, K. ; BONDE-PETERSEN, F. ; HANCKE, S.: The Effect of Weight-Lifting Exercise Related to Muscle Fiber Composition and Muscle Cross-Sectional Area in Humans. In: European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 40 (1979) Nr. 2, S. 95–106
- [63] DREYFUSS, H.: Designing for People. 1. Aufl. New York: Simon and Schuster, 1955
- [64] DUFFY, V. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. 1. Aufl. Human Factors and Ergonomics. Boca Raton: CRC Press, 2009

- [65] EHRENSPIEL, K. ; MEERKAMM, H.: Integrierte Produktentwicklung: Denkabläufe, Methodeneinsatz, Zusammenarbeit. 5. Aufl. München: Hanser, 2013
- [66] EIGNER, M. ; STELZER, R.: Product Lifecycle Management: ein Leitfaden für Product Development und Life Cycle Management. 2. Aufl. VDI. Dordrecht: Springer, 2013
- [67] ENGELN-MÜLLGES, G. ; NIEDERDRENK, K. ; WODICKA, R.: Numerik- Algorithmen: Verfahren, Beispiele, Anwendungen. 10. Aufl. Berlin: Springer, 2011
- [68] EULER, H.: Das ergonomische und sozialwissenschaftliche Belastungs-Beanspruchungs-Konzept - Ein Versuch der Integration. In: RÜHMANN, H. (Hrsg.): Die Umsetzung arbeitswissenschaftlicher Erkenntnisse in die Praxis. Bd. 29. Dokumentation Arbeitswissenschaft. Köln: Institut für Angewandte Arbeitswissenschaft e.V., 1991, S. 129-136
- [69] FARAHANI, S. D. ; BERTUCCI, W. ; ANDERSEN, M. S. ; ZEE, M. de ; RASMUSSEN, J.: Prediction of Crank Torque and Pedal Angle Profiles during Pedaling Movements by Biomechanical Optimization. In: Structural and Multidisciplinary Optimization 51 (2015) Nr. 1, S. 251-266
- [70] FARAWAY, J.: Regression Analysis for a Functional Response. In: Technometrics 39 (Aug. 1997) Nr. 3, S. 254-261
- [71] FEATHERSTONE, R. ; ORIN, D.: Robot Dynamics: Equations and Algorithms. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation. Bd. 1. IEEE, 2000, S. 826-834
- [72] FLUIT, R. ; ANDERSEN, M. ; KOLK, S. ; VERDONSCHOT, N. ; KOOPMAN, H.: Prediction of Ground Reaction Forces and Moments during Various Activities of Daily Living. In: Journal of Biomechanics 47 (2014) Nr. 10, S. 2321-2329
- [73] FORSTER, E. ; SIMON, U. ; AUGAT, P. ; CLAES, L.: Extension of a State-of-the-Art Optimization Criterion to Predict Co-Contraction. In: Journal of Biomechanics 37 (2004) Nr. 4, S. 577-581
- [74] FRITZSCHE, F.: Kraft- und haltungsabhängiger Diskomfort unter Bewegung berechnet mit Hilfe eines digitalen Menschmodells. Dissertation. München: Technische Universität München, 2009

- [75] FROST, H. M.: The Utah Paradigm of Skeletal Physiology: An Overview of Its Insights for Bone, Cartilage and Collagenous Tissue Organs. In: *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 18 (2000) Nr. 6, S. 305–316
- [76] FUKUNAGA, T. ; ROY, R. R. ; SHELLOCK, F. G. ; HODGSON, J. A. ; DAY, M. K. ; LEE, P. L. ; KWONG-FU, H. ; EDGERTON, V. R.: Physiological Cross-Sectional Area of Human Leg Muscles Based on Magnetic Resonance Imaging. In: *Journal of Orthopaedic Research* 10 (1992) Nr. 6, S. 926–934
- [77] GALVAO, A. ; SATO, K.: Affordances in Product Architecture: Linking Technical Functions and Users' Tasks. In: *ASME 2005 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. Bd. 5. Long Beach: ASME, 2005, S. 143–153
- [78] GARCÍA DE JALÓN, J. ; BAYO, E.: *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real-Time Challenge*. 1. Aufl. Mechanical Engineering Series. New York: Springer, 1994
- [79] GARCÍA-VALLEJO, D. ; FONT-LLAGUNES, J. M. ; SCHIEHLEN, W.: Dynamical Analysis and Design of Active Orthoses for Spinal Cord Injured Subjects by Aesthetic and Energetic Optimization. In: *Nonlinear Dynamics* 84 (2016) Nr. 2, S. 559–581
- [80] GAVER, W.: Technology Affordances. In: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. 1991, S. 79–84
- [81] GIBSON, J.: *The Ecological Approach to Visual Perception*. 1. Aufl. Boston: Houghton Mifflin, 1979
- [82] GILL, P. E. ; MURRAY, W. ; WRIGHT, M. H.: *Practical Optimization*. 1. Aufl. London: Academic Press, 1981
- [83] GILL, P. E. ; SAUNDERS, M. A. ; WONG, E.: On the Performance of SQP Methods for Nonlinear Optimization. In: DEFOURNY, B. ; TERLAKY, T. (Hrsg.): *Modeling and Optimization: Theory and Applications*. Bd. 147. Cham: Springer, 2015, S. 95–123
- [84] GITTOES, M. J. ; BREWIN, M. A. ; KERWIN, D. G.: Soft Tissue Contributions to Impact Forces Simulated Using a Four-Segment Wobbling Mass Model of Forefoot–Heel Landings. In: *Human Movement Science* 25 (2006) Nr. 6, S. 775–787

- [85] GOLOVANOV, N.: Geometric Modeling. 1. Aufl. North Charleston: CreateSpace Independent Publishing Platform, 2014
- [86] GORDON, C. C. ; CHURCHILL, T. ; CLAUSER, C. E. ; BRADTMILLER, B. ; McCONVILLE, J. T. ; TEBBETTS, I. ; WALKER, R. A.: Anthropometric Survey of US Army Personnel: Summary Statistics, Interim Report for 1988. Yellow Springs: Anthropology Research Project Inc., 1989
- [87] GÖTZ, M.: Die Gestaltung von Bedienelementen unter dem Aspekt ihrer kommunikativen Funktion. Dissertation. München: Technische Universität München, 2007
- [88] GOURRET, J.-P. ; THALMANN, N. M. ; THALMANN, D.: Simulation of Object and Human Skin Formations in a Grasping Task. In: ACM SIGGRAPH Computer Graphics 23 (1989) Nr. 3, S. 21–30
- [89] GRAICHEN, S. ; STEIN, T. ; DEML, B.: Adaptive Workplace Design Based on Biomechanical Stress Curves. In: BRECHER, C. (Hrsg.): Advances in Production Technology. Cham: Springer, 2015, S. 175–183
- [90] GROCHOW, K. ; MARTIN, S. L. ; HERTZMANN, A. ; POPOVIC, Z.: Style-Based Inverse Kinematics. In: Acm Transactions on Graphics 23 (2004), S. 522–531
- [91] GROSS, D. ; HAUGER, W. ; SCHRÖDER, J. ; WALL, W.: Kinetik. 10. Aufl. Technische Mechanik Bd. 3. Berlin: Springer, 2008
- [92] GRUBER, K. ; LEGAL, H. ; RUDER, H.: Biomechanische Analysen der Bewegungsabläufe an der unteren Extremität - II. Gelenkkräfte. In: Zeitschrift für Orthopädie (1982) Nr. 120, S. 806–813
- [93] GRUBER, K. ; RUDER, H. ; DENOTH, J. ; SCHNEIDER, K.: A Comparative Study of Impact Dynamics: Wobbling Mass Model versus Rigid Body Models. In: Journal of Biomechanics 31 (1998) Nr. 5, S. 439–444
- [94] GRUJICIC, M. ; ARAKERE, G. ; XIE, X. ; LABERGE, M. ; GRUJICIC, A. ; WAGNER, D. ; VALLEJO, A.: Design-Optimization and Material Selection for a Femoral-Fracture Fixation-Plate Implant. In: Materials & Design 31 (2010) Nr. 7, S. 3463–3473
- [95] HAEUFLE, D. ; GÜNTHER, M. ; BAYER, A. ; SCHMITT, S.: Hill-Type Muscle Model with Serial Damping and Eccentric Force-Velocity Relation. In: Journal of Biomechanics 47 (2014) Nr. 6, S. 1531–1536

- [96] HANAVAN, E. P.: A Mathematical Model of the Human Body. Technical Report. Dayton: Aerospace Medical Research Laboratories, 1964
- [97] HARLESS, E.: Die statischen Momente der menschlichen Gliedmassen. In: Abhandlungen der Mathematisch-Physikalischen Klasse der königlich Bayerischen Akademie der Wissenschaften. Bd. 2. München: Verlag der königlichen Akademie, 1857, S. 257–294
- [98] HATZE, H.: A Mathematical Model for the Computational Determination of Parameter Values of Anthropomorphic Segments. In: Journal of Biomechanics 13 (1980) Nr. 10, S. 833–843
- [99] HIGNETT, S. ; MCATAMNEY, L.: Rapid Entire Body Assessment (REBA). In: Applied Ergonomics 31 (2000) Nr. 2, S. 201–205
- [100] HILL, A. V.: The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. In: Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences 126 (1938) Nr. 843, S. 136–195
- [101] HOF, A.: EMG and Muscle Force: An Introduction. In: Human Movement Science 3 (1984) Nr. 1-2, S. 119–153
- [102] HOLZBAUR, K. R. S. ; MURRAY, W. M. ; DELP, S. L.: A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. In: Annals of Biomedical Engineering 33 (2005) Nr. 6, S. 829–840
- [103] HUBKA, V.: Theorie technischer Systeme: Grundlagen einer wissenschaftlichen Konstruktionslehre. 2. Aufl. Berlin: Springer, 1984
- [104] HUXLEY, H. E.: Electron Microscope Studies of the Organisation of the Filaments in Striated Muscle. In: Biochimica Et Biophysica Acta 12 (1953) Nr. 3, S. 387–394
- [105] ISRAEL, J. H. ; BELAIFA, O. ; GISPEN, A. ; STARK, R.: An Object-Centric Interaction Framework for Tangible Interfaces in Virtual Environments. In: Proceedings of the 5th International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction - TEI '11. Funchal: ACM Press, 2011, S. 325–332

- [106] IWAMOTO, M. ; NAKAHIRA, Y. ; KIMPARA, H.: Development and Validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) toward Further Understanding of Occupant Injury Mechanisms in Precrash and during Crash. In: *Traffic Injury Prevention* 16 (supl 2015), S. 36–48
- [107] JACKÈL, D. ; NEUNREITHER, S. ; WAGNER, F.: *Methoden der Computeranimation*. 1. Aufl. Berlin: Springer, 2006
- [108] JACOBSON, I.: *Object-Oriented Software Engineering: A Use Case Driven Approach*. 1. Aufl. New York: Addison-Wesley, 1992
- [109] JÄGER, M. ; LUTTMANN, A.: Biomechanical Analysis and Assessment of Lumbar Stress during Load Lifting Using a Dynamic 19-Segment Human Model. In: *Ergonomics* 32 (1989) Nr. 1, S. 93–112
- [110] JASTRZĘBOWSKI, W. B. ; KORADECKA, D. ; BAŁUK-ULEWICZOWA, T.: *An Outline of Ergonomics, or the Science of Work Based upon the Truths Drawn from the Science of Nature (1857)*. 1. Aufl. Warschau: Central Institute for Labour Protection, 2000
- [111] JENSEN, R. K.: Estimation of the Biomechanical Properties of Three Body Types Using a Photogrammetric Method. In: *Journal of Biomechanics* 11 (1978) Nr. 8-9, S. 349–358
- [112] JENSEN, R. K.: Human Morphology: Its Role in the Mechanics of Movement. In: *Journal of Biomechanics* 26 (1993), S. 81–94
- [113] KAPANDJI, I. A. ; KOEBKE, J.: *Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. 5. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2009
- [114] KAPTI, A. O.: Dynamic Simulation of Tibialis Posterior Tendon Transfer in the Treatment of Drop-Foot. In: *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 34 (2014) Nr. 2, S. 132–138
- [115] KARHU, O. ; KANSI, P. ; KUORINKA, I.: Correcting Working Postures in Industry: A Practical Method for Analysis. In: *Applied Ergonomics* 8 (1977) Nr. 4, S. 199–201
- [116] KEATING, J. F. ; WATERWORTH, P. ; SHAW-DUNN, J. ; CROSSAN, J.: The Relative Strengths of the Rotator Cuff Muscles: A Cadaver Study. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 75 (1993) Nr. 1, S. 137–140

- [117] KEPPLER, V.: Biomechanische Modellierung Zur Simulation Zweier Mensch-Maschine-Schnittstellen. Dissertation. Tübingen: Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2003
- [118] KERR, J. ; ROTH, B.: Analysis of Multifingered Hands. In: The International Journal of Robotics Research 4 (1986) Nr. 4, S. 3-17
- [119] KHATIB, O. ; WARREN, J. ; DE SAPIO, V. ; SENTIS, L.: Human-like Motion from Physiologically-Based Potential Energies. In: LENARČIČ, J. ; GALLETI, C. (Hrsg.): On Advances in Robot Kinematics. Dordrecht: Springer, 2004, S. 145-154
- [120] KIM, J. ; LEE, B. ; CHUNG, C. ; HWANG, J. ; LEE, W.: The Inductive Inverse Kinematics Algorithm to Manipulate the Posture of an Articulated Body. In: SLOOT, P. ; ABRAMSON, D. ; BOGDANOV, A. ; DONGARRA, J. ; ZOMAYA, A. ; GORBACHEV, Y. (Hrsg.): ICCS 2003 Lectures in Computer Science. Bd. 2657. Berlin: Springer, 2003, S. 305-313
- [121] KIM, T. ; LEE, K. ; KWON, J.: Design Improvement of the Smith Machine Using Simulation on Musculoskeletal Model. In: International Journal of CAD/CAM 12 (2012) Nr. 1
- [122] KOMURA, T. ; SHINAGAWA, Y. ; KUNII, T.: An Inverse Kinematics Method Based on Muscle Dynamics. In: Computer Graphics International 2001. IEEE, 2001, S. 15-22
- [123] KREHMER, H.: Vorgehensmodell zum Iterations- und Produktreife-gradmanagement in der eigenschaftsbasierten Produktentwicklung. Dissertation. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2012
- [124] KRIST, R.: Modellierung Des Sitzkomforts - Eine Experimentelle Studie. Dissertation. Eichstätt: Katholische Universität Eichstätt, 1993
- [125] KRÜGER, D. ; STOCKINGER, A. ; WARTZACK, S.: A Haptic Based Hybrid Mock-up for Mechanical Products Supporting Human-Centered Design. In: CULLEY, S. ; HICKS, B. ; McALOONE, T. ; HOWARD, T. ; REICH, Y. (Hrsg.): Proceedings of the 18th International Conference on Engineering Design (ICED11). Bd. 10. Kopenhagen: Design Society, 2011, S. 331-340

- [126] KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Visualisation of Biomechanical Stress Quantities within CAD Environments. In: WEBER, C. ; HUSUNG, S. ; CASCINI, G. ; CANTAMESSA, M. ; MARJANOVIC, D. (Hrsg.): Proceedings of the 20th International Conference on Engineering Design (ICED15). Bd. 10. Mailand: Desing Society, 2015, S. 21–31
- [127] KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: A Contact Model to Simulate Human-Artifact Interaction Based on Force Optimization: Implementation and Application to the Analysis of a Training Machine. In: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 20 (2017) Nr. 15, S. 1589–1598
- [128] KURZ, T. ; EBERHARD, P. ; HENNINGER, C. ; SCHIEHLEN, W.: From Neweul to Neweul-M2: Symbolical Equations of Motion for Multibody System Analysis and Synthesis. In: Multibody System Dynamics 24 (2010) Nr. 1, S. 25–41
- [129] KYLE, U.: Bioelectrical Impedance Analysis-Part I: Review of Principles and Methods. In: Clinical Nutrition 23 (2004) Nr. 5, S. 1226–1243
- [130] KYUNG, G. ; NUSSBAUM, M. A.: Specifying Comfortable Driving Postures for Ergonomic Design and Evaluation of the Driver Workspace Using Digital Human Models. In: Ergonomics 52 (2009) Nr. 8, S. 939–953
- [131] LAWTON, M. P. ; NAHEMOW, L.: Ecology and the Aging Process.. In: EISDORFER, C. ; LAWTON, M. P. (Hrsg.): The Psychology of Adult Development and Aging. 1. Aufl. Washington: American Psychological Association, 1973, S. 619–674
- [132] LEE, K.: CAD System for Human-Centered Design. In: Computer-Aided Design and Applications 3 (2006) Nr. 5, S. 615–628
- [133] LEE, L.-F. ; UMBERGER, B. R.: Generating Optimal Control Simulations of Musculoskeletal Movement Using OpenSim and MATLAB. In: PeerJ 4 (2016), e1638
- [134] LEHMAN, G. J. ; MCGILL, S. M.: The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of Principle. In: Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 22 (1999) Nr. 7, S. 444–446

- [135] LIU, J. Z. ; BROWN, R. W. ; YUE, G. H.: A Dynamical Model of Muscle Activation, Fatigue and Recovery. In: *Biophysical Journal* 82 (2002) Nr. 5, S. 2344–2359
- [136] LIU, Y. K. ; LABORDE, J. M. ; VAN BUSKIRK, W. C.: Inertial Properties of a Segmented Cadaver Trunk: Their Implications in Acceleration Injuries. In: *Aerospace Medicine* 42 (1971) Nr. 6, S. 650–657
- [137] LO, J. ; HUANG, G. ; METAXAS, D.: Human Motion Planning Based on Recursive Dynamics and Optimal Control Techniques. In: *Multibody System Dynamics* 8 (2002) Nr. 4, S. 433–458
- [138] LUPKER, H. A. ; de COO, P. J. A. ; NIEBOER, J. J. ; WISMANS, J.: Advances in MADYMO Crash Simulations. SAE Technical Paper 910879. Warrendale: SAE International, 1991
- [139] LUTTERS, E. ; van HOUTEN, F. J. A. M. ; BERNARD, A. ; MERMOZ, E. ; SCHUTTE, C. S. L.: Tools and Techniques for Product Design. In: *CIRP Annals - Manufacturing Technology* 63 (2014) Nr. 2, S. 607–630
- [140] MA, L. ; ZHANG, W. ; CHABLAT, D. ; BENNIS, F. ; GUILLAUME, F.: Multi-Objective Optimisation Method for Posture Prediction and Analysis with Consideration of Fatigue Effect and Its Application Case. In: *Computers & Industrial Engineering* 57 (2009) Nr. 4, S. 1235–1246
- [141] MAAS, R. ; LEYENDECKER, S.: Structure Preserving Simulation of Optimal Index Finger Trajectories during Grasping. In: *PAMM* 10 (2010) Nr. 1, S. 83–84
- [142] MAGUIRE, M.: Methods to Support Human-Centred Design. In: *International Journal of Human-Computer Studies* 55 (2001) Nr. 4, S. 587–634
- [143] MAJID, N. A. b. A. ; EDZUAN ABDULLAH, M. F. ; JAMALUDIN, M. S. ; NOTOMI, M. ; RASMUSSEN, J.: Musculoskeletal Analysis of Driving Fatigue: The Influence of Seat Adjustments. In: *Advanced Engineering Forum* 10 (2013), S. 373–378
- [144] MARLER, R. T. ; RAHMATALLA, S. ; SHANAHAN, M. ; ABDEL-MALEK, K.: A New Discomfort Function for Optimization-Based Posture Prediction. SAE Technical Paper 2005-01-2680, Warrendale: SAE International, 2005

- [145] MATTHIESEN, S. ; SCHÄFER, T. ; MANGOLD, S.: Modelling and Simulation of the Hand-Arm-System during Impact Influences. In: ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Bd. 2. Houston: ASME, 2012, S. 909–918
- [146] McATAMNEY, L. ; NIGEL CORLETT, E.: RULA: A Survey Method for the Investigation of Work-Related Upper Limb Disorders. In: Applied Ergonomics 24 (1993) Nr. 2, S. 91–99
- [147] MCGUAN, S. P.: Human Modeling – from Bubblemen to Skeletons. SAE Technical Paper 2001-01-2086. Warrendale: SAE International, 2001
- [148] MEDVED, V.: Measurement of Human Locomotion. 1. Aufl. Boca Raton: CRC Press, 2001
- [149] MERCER, J. L. ; BONINGER, M. ; KOONTZ, A. ; REN, D. ; DYSON-HUDSON, T. ; COOPER, R.: Shoulder Joint Kinetics and Pathology in Manual Wheelchair Users. In: Clinical Biomechanics 21 (2006) Nr. 8, S. 781–789
- [150] MERZIGER, G.: Formeln und Hilfen zur höheren Mathematik. 5. Aufl. Barsinghausen: Binomi-Verlag, 2007
- [151] MICHOD, B. ; GUILLOU, E. ; BRICENO, H. ; BOUAKAZ, S.: Real-Time Marker-Free Motion Capture from Multiple Cameras. In: IEEE 11th International Conference on Computer Vision. Rio de Janeiro: IEEE, 2007
- [152] MIECZAKOWSKI, A. ; LANGDON, P. ; BRACEWELL, R. ; CLARKSON, P.: Toward a Model of Product-User Interaction: A New Data Modelling Approach for Designers. In: Proceedings of DESIGN 2010, the 11th International Design Conference. Dubrovnik: Desing Society, 2010, S. 875–884
- [153] MIEHLING, J.: Berücksichtigung biomechanischer Zusammenhänge in der nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung. Dissertation. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2018
- [154] MILLARD, M. ; UCHIDA, T. ; SETH, A. ; DELP, S. L.: Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. In: Journal of Biomechanical Engineering 135 (2013) Nr. 2, S. 21005-1-21005-11

- [155] MILLER, R. H. ; HAMILL, J.: Computer Simulation of the Effects of Shoe Cushioning on Internal and External Loading during Running Impacts. In: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 12 (2009) Nr. 4, S. 481–490
- [156] MOES, N. ; HORVATH, I.: Using Finite Elements Model of the Human Body for Shape Optimization of Seats: Optimization Material Properties. In: MARJANOVIC, D. (Hrsg.): Proceedings of DESIGN 2002, the 7th International Design Conference. Dubrovnik: Desing Society, 2002, S. 857–866
- [157] MORA, M. ; SANCHO-BRU, J. ; PEREZ-GONZALEZ, A.: Hand Posture Prediction Using Neural Networks within a Biomechanical Model. In: International Journal of Advanced Robotic Systems 9 (2012) Nr. 4
- [158] MÜHLSTEDT, J. ; SPANNER-ULMER, B.: Homo Sapiens Digitalis: Über den Praxiseinsatz digitaler Menschmodelle. In: LICHTENSTEIN, A. ; STÖSSEL, C. ; CLEMENS, C. (Hrsg.): 8. Berliner Werkstatt Mensch-Maschine-Systeme. Düsseldorf: VDI-Verlag, 2009
- [159] MÜLLER, C.: Abschätzung von Muskelkräften aus einem virtuellen Probandengut für die patientenspezifische FEM-Simulation eines Unterkiefers. Dissertation. Stuttgart: Universität Stuttgart, 2014
- [160] MURAKAMI, T. ; HIGUCHI, M. ; YANAGISAWA, H.: Trial of Formulating Affordance Features for Product Design. In: SHUMAKER, R. (Hrsg.): Virtual and Mixed Reality. Bd. 5622. Lecture Notes in Computer Science. Berlin: Springer, 2009, S. 586–595
- [161] MURRAY, R. M. ; LI, Z. ; SASTRY, S.: A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation. 1. Aufl. Boca Raton: CRC Press, 1994
- [162] NORDIN, M. ; FRANKEL, V.: Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 4. Aufl. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2012
- [163] NORMAN, D.: The Design of Everyday Things. 1. Aufl. New York: Basic Books, 2002
- [164] PAHL, G. ; BEITZ, W. ; FELDHUSEN, J. ; GROTE, K.: Konstruktionslehre: Grundlagen erfolgreicher Produktentwicklung ; Methoden und Anwendung. 7. Aufl. Berlin: Springer, 2007
- [165] PAPAGEORGIU, M.: Optimierung: Statische, dynamische, stochastische Verfahren. 3. Aufl. Berlin: Springer, 2006

- [166] PEARSALL, D. J. ; REID, J. G. ; LIVINGSTON, L. A.: Segmental Inertial Parameters of the Human Trunk as Determined from Computed Tomography. In: *Annals of Biomedical Engineering* 24 (1996) Nr. 2, S. 198–210
- [167] PEARSALL, D. J. ; REID, J. G. ; ROSS, R.: Inertial Properties of the Human Trunk of Males Determined from Magnetic Resonance Imaging. In: *Annals of Biomedical Engineering* 22 (1994) Nr. 6, S. 692–706
- [168] PHILLIPS, C. ; FORRESTER, A. ; PURDUE, A. ; STOKES, M.: Optimisation of a Bicycle Chainring to Aid in Rehabilitation of Athletes Suffering from Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). In: *Procedia Engineering* 2 (2010) Nr. 2, S. 3151–3156
- [169] PICARD, F. ; WISNER, A.: How Can the Physiologist Contribute to the Improvement of Automobile Seats. SAE Technical Paper 610176. Warrendale: SAE International, 1961
- [170] PIERRYNOWSKI, M. R. ; MORRISON, J. B.: Estimating the Muscle Forces Generated in the Human Lower Extremity When Walking: A Physiological Solution. In: *Mathematical Biosciences* 75 (1985) Nr. 1, S. 43–68
- [171] POPOV, V. L.: *Contact Mechanics and Friction: Physical Principles and Applications*. 1. Aufl. Heidelberg: Springer, 2010
- [172] PROCHEL, A.: Erstellung eines komplexen Muskel-Skelett-Modells zur Berechnung der Druckbelastung in Gelenken bei vorwärtsdynamisch simulierten Bewegungsformen. Dissertation. Tübingen: Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2009
- [173] PRÜMPER, J.: Der Benutzungsfragebogen ISONORM 9241/10: Ergebnisse zur Reliabilität und Validität. In: LISKOWSKY, R. ; VELICHKOVSKY, B. M. ; WÜNSCHMANN, W. (Hrsg.): *Software-Ergonomie '97*. Bd. 49. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 1997, S. 253–262
- [174] RAIKOVA, R.: About Weight Factors in the Non-Linear Objective Functions Used for Solving Indeterminate Problems in Biomechanics. In: *Journal of Biomechanics* 32 (1999) Nr. 7, S. 689–694
- [175] RASMUSSEN, C. E. ; WILLIAMS, C. K. I.: *Gaussian Processes for Machine Learning*. 1. Aufl. Cambridge: MIT Press, 2006

- [176] RASMUSSEN, J. ; BOOCOCK, M. ; PAUL, G.: Advanced Musculoskeletal Simulation as an Ergonomic Design Method. In: *Work* 41 (2012) Nr. 1, S. 6107–6111
- [177] RASMUSSEN, J. ; CHRISTENSEN, S. T. ; SIEBERTZ, K. ; RAUSCH, J.: Posture and Movement Prediction by Means of Musculoskeletal Optimization. SAE Technical Paper 2006-01-2342. Warrendale: SAE International, 2006
- [178] RASMUSSEN, J. ; DAHLQUIST, J. ; DAMSGAARD, M.: Musculoskeletal Modeling as an Ergonomic Design Method. In: International Ergonomics Association XVth Triennial Conference. Seoul, 2003
- [179] REDON, S. ; KHEDDAR, A. ; COQUILLART, S.: Gauss' Least Constraints Principle and Rigid Body Simulations. In: Proceedings of ICRA '02. Bd. 1. IEEE, 2002, S. 517–522
- [180] REINICKE, T.: Möglichkeiten und Grenzen der Nutzerintegration in der Produktentwicklung. Dissertation. Berlin: Technische Universität Berlin, 2004
- [181] RIEGER, E.: Semantikorientierte Features zur kontinuierlichen Unterstützung der Produktgestaltung. Dissertation. Berlin: Technische Universität Berlin, 1994
- [182] RIOS, L. M. ; SAHINIDIS, N. V.: Derivative-Free Optimization: A Review of Algorithms and Comparison of Software Implementations. In: *Journal of Global Optimization* 56 (2013) Nr. 3, S. 1247–1293
- [183] ROBERT, T. ; CAUSSE, J. ; MONNIER, G.: Estimation of External Contact Loads Using an Inverse Dynamics and Optimization Approach: General Method and Application to Sit-to-Stand Maneuvers. In: *Journal of Biomechanics* 46 (2013) Nr. 13, S. 2220–2227
- [184] ROBINETTE, K. M. ; BLACKWELL, S. ; DAANEN, H. ; BOEHMER, M. ; FLEMING, S.: Civilian American and European Surface Anthropometry Resource (CAESAR) - Final Report. Dayton: Sytronics Inc., 2002
- [185] ROHMERT, W.: Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. In: *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* 38 (1984) Nr. 4, S. 193–200
- [186] ROHMERT, W.: Untersuchungen über Muskelermüdung und Arbeitsgestaltung. 1. Aufl. Berlin: Beuth, 1967

- [187] ROSENBAUM, D. A.: Human Motor Control. 2. Aufl. Burlington: Elsevier, 2009
- [188] SAURO, J.: A Practical Guide to Measuring Usability: 72 Answers to the Most Common Questions about Quantifying the Usability of Websites and Software. 1. Aufl. Denver: Measuring Usability LLC, 2010
- [189] SCHAUB, K. ; CARAGNANO, G. ; BRITZKE, B. ; BRUDER, R.: The European Assembly Worksheet. In: Theoretical Issues in Ergonomics Science 14 (2013) Nr. 6, S. 616–639
- [190] SCHLICK, C. ; BRUDER, R. ; LUCZAK, H.: Arbeitswissenschaft. 3. Aufl. Heidelberg: Springer, 2010
- [191] SCHMAUDER, M. ; SPANNER-ULMER, B.: Ergonomie: Grundlagen zur Interaktion von Mensch, Technik und Organisation. 1. Aufl. REFA-Fachbuchreihe Arbeitsgestaltung. München: Hanser, 2014
- [192] SCHMITZ, A. ; PIOVESAN, D.: Development of an Open-Source, Discrete Element Knee Model. In: IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering 63 (2016) Nr. 10, S. 2056–2067
- [193] SCHOLZ, A. ; SHERMAN, M. ; STAVNESS, I. ; DELP, S. ; KECSKEMÉTHY, A.: A Fast Multi-Obstacle Muscle Wrapping Method Using Natural Geodesic Variations. In: Multibody System Dynamics 36 (2016) Nr. 2, S. 195–219
- [194] SCHULTE, M. ; STARK, R.: Definition und Anwendung höherwertiger Konstruktionselemente (Design-Features) am Beispiel von Wellenkonstruktionen. Schriftenreihe Produktionstechnik 2. Saarbrücken: LKT, Universität des Saarlandes, 1993
- [195] SCHÜNKE, M.: Funktionelle Anatomie: Topographie und Funktion des Bewegungssystems. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2014
- [196] SCOTT, S.: Optimal Feedback Control and the Neural Basis of Volitional Motor Control. In: Nature Reviews Neuroscience 5 (2004) Nr. 7, S. 532–546
- [197] SEEGER, H.: Design technischer Produkte, Produktprogramme und -systeme: Industrial Design Engineering. 2. Aufl. Berlin: Springer, 2006

- [198] SEIDL, A.: SizeGermany. Kaiserslautern: Human Solutions GmbH, 2008
- [199] SEIREG, A. ; ARVIKAR, R.: A Mathematical Model for Evaluation of Forces in Lower Extremities of the Musculo-Skeletal System. In: Journal of Biomechanics 6 (1973) Nr. 3, S. 313–326
- [200] SETH, A. ; SHERMAN, M. ; EASTMAN, P. ; DELP, S.: Minimal Formulation of Joint Motion for Biomechanisms. In: Nonlinear Dynamics 62 (2010) Nr. 1-2, S. 291–303
- [201] SHERMAN, M. A. ; SETH, A. ; DELP, S. L.: Simbody: Multibody Dynamics for Biomedical Research. In: Procedia IUTAM 2 (2011), S. 241–261
- [202] SIMONIDIS, C.: Methoden zur Analyse und Synthese menschlicher Bewegungen unter Anwendung von Mehrkörpersystemen und Optimierungsverfahren. Dissertation. Karlsruhe: Universität Karlsruhe, 2010
- [203] SNOOK, S. H. ; CIRIELLO, V. M.: The Design of Manual Handling Tasks: Revised Tables of Maximum Acceptable Weights and Forces. In: Ergonomics 34 (1991) Nr. 9, S. 1197–1213
- [204] STELMACH, G.: Information-Processing Framework for Understanding Human Motor Control. In: KELSO, J. A. S. (Hrsg.): Human Motor Behavior: An Introduction. 1. Aufl. Hillsdale: L. Erlbaum, 1982
- [205] STELZNER, G.: Zur Modellierung und Simulation biomechanischer Mehrkörpersysteme. Dissertation. Karlsruhe: Universität Karlsruhe, 2009
- [206] STOLL, T. ; HUBER, E. ; SEIFERT, B. ; MICHEL, B. ; STUCKI, G.: Maximal Isometric Muscle Strength: Normative Values and Gender-Specific Relation to Age. In: Clinical Rheumatology (2000) Nr. 19, S. 105–113
- [207] TAYLOR, F. W.: The Principles of Scientific Management. 1. Aufl. New York: Harper & Brothers, 1911
- [208] TEO, L.-H. ; JOHN, B. ; BLACKMON, M.: CogTool-Explorer: A Model of Goal-Directed User Exploration That Considers Information Layout. In: Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. Houston: ACM Press, 2012, S. 2479–2488

- [209] THELEN, D. G.: Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 125 (2003) Nr. 1, S. 70–77
- [210] THELEN, D. G. ; ANDERSON, F. C. ; DELP, S. L.: Generating Dynamic Simulations of Movement Using Computed Muscle Control. In: *Journal of Biomechanics* 36 (2003) Nr. 3, S. 321–328
- [211] TRAINOR, P. ; MCLACHLAN, K. ; MCCALL, W.: Modelling of Forces in the Human Masticatory System with Optimization of the Angulations of the Joint Loads. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995) Nr. 7, S. 829–843
- [212] UMBERGER, B. R. ; GERRITSEN, K. G. ; MARTIN, P. E.: A Model of Human Muscle Energy Expenditure. In: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6 (2003) Nr. 2, S. 99–111
- [213] UNO, Y. ; KAWATO, M. ; SUZUKI, R.: Formation and Control of Optimal Trajectory in Human Multijoint Arm Movement. In: *Biological Cybernetics* 61 (1989) Nr. 2, S. 89–101
- [214] UPMANN, A.: Application of Digital Human Modeling for the Ergonomic Evaluation of Handbrakes in Passenger Vehicles. Dissertation. Köln: Deutsche Sporthochschule Köln, 2016
- [215] VAJNA, S. ; WEBER, C. ; BLEY, H. ; ZEMAN, K.: CAx für Ingenieure: Eine praxisbezogene Einführung. 2. Aufl. Berlin: Springer, 2009
- [216] Van den BOGERT, A. J.: Exotendons for Assistance of Human Locomotion. In: *BioMedical Engineering OnLine* 2 (2003) Nr. 1
- [217] Van den BOGERT, A. J. ; BLANA, D. ; HEINRICH, D.: Implicit Methods for Efficient Musculoskeletal Simulation and Optimal Control. In: *Procedia IUTAM* 2 (2011), S. 297–316
- [218] Van der VEGTE, W.: Testing Virtual Use with Scenarios. Dissertation. Delft: Delft University of Technology, 2009
- [219] Van der WOUDE, L. ; BOUW, A. ; van WEGEN, J. ; van AS, H. ; VEEGER, D. ; de GROOT, S.: Seat Height: Effects on Submaximal Hand Rim Wheelchair Performance during Spinal Cord Injury Rehabilitation. In: *Journal of Rehabilitation Medicine* 41 (2009) Nr. 3, S. 143–149

- [220] Van BOLHUIS, B. M. ; GIELEN, C. C.: A Comparison of Models Explaining Muscle Activation Patterns for Isometric Contractions. In: *Biological Cybernetics* 81 (1999) Nr. 3, S. 249–261
- [221] VDI 2218:2003-03: Informationsverarbeitung in der Produktentwicklung - Feature-Technologie. Berlin: Beuth, 2003
- [222] VDI 2221:1993-05: Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte. Berlin: Beuth, 1993
- [223] VDI 2242:1986-04: Konstruieren ergonomiegerechter Erzeugnisse, Grundlagen und Vorgehen. Berlin: Beuth, 1986
- [224] WÄCHTER, A. ; BIEGLER, L. T.: On the Implementation of an Interior-Point Filter Line-Search Algorithm for Large-Scale Nonlinear Programming. In: *Mathematical Programming* 106 (2006) Nr. 1, S. 25–57
- [225] WAMPLER, C.: Manipulator Inverse Kinematic Solutions Based on Vector Formulations and Damped Least-Squares Methods. In: *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* 16 (1986) Nr. 1, S. 93–101
- [226] WANG, L.-C. ; CHEN, C.: A Combined Optimization Method for Solving the Inverse Kinematics Problems of Mechanical Manipulators. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 7 (1991) Nr. 4, S. 489–499
- [227] WARTZACK, S.: Predictive Engineering - Assistenzsystem zur multikriteriellen Analyse alternativer Produktkonzepte. Dissertation. Erlangen: Universität Erlangen-Nürnberg, 2000
- [228] WEBER, C.: What Is a Feature and What Is Its Use?. In: 29th International Symposium on Automotive Technology and Automation. Florenz, 1996, S. 109–116
- [229] WEBER, C. ; THOME, O. ; BRITTEN, W.: Improving Computer Aided Tolerancing by Using Feature Technology. In: *Design 98 : Proceedings of the 5th International Design Conference*. Dubrovnik: Desing Society, 1998, S. 117–122
- [230] WEBER, C. ; DEUBEL, T.: New Theory-Based Concepts for PDM and PLM. In: *Proceedings of ICED 03, the 14th International Conference on Engineering Design*. Stockholm: Desing Society, 2003, S. 429–430

- [231] WEICHENRIEDER, A. ; HALDENWANGER, H.-G.: The Best Function for the Seat of a Passenger Car. SAE Technical Paper 850484. Warrendale: SAE International, 1985
- [232] WESTERHOFF, P. ; GRAICHEN, F. ; BENDER, A. ; HALDER, A. ; BEIER, A. ; ROHLMANN, A. ; BERGMANN, G.: In Vivo Measurement of Shoulder Joint Loads during Activities of Daily Living. In: Journal of Biomechanics 42 (2009) Nr. 12, S. 1840-1849
- [233] WHITE, S. C. ; WINTER, D. A.: Predicting Muscle Forces in Gait from EMG Signals and Musculotendon Kinematics. In: Journal of Electromyography and Kinesiology 2 (1992) Nr. 4, S. 217-231
- [234] WHITNEY, D.: Resolved Motion Rate Control of Manipulators and Human Prostheses. In: IEEE Transactions on Man Machine Systems 10 (1969) Nr. 2, S. 47-53
- [235] WINTERS, J. M. ; STARK, L.: Muscle Models: What Is Gained and What Is Lost by Varying Model Complexity. In: Biological Cybernetics 55 (1987) Nr. 6, S. 403-420
- [236] WOERNLE, C.: Mehrkörpersysteme: Eine Einführung in die Kinematik und Dynamik von Systemen starrer Körper. 1. Aufl. Berlin: Springer, 2011
- [237] WOLOVICH, W. ; ELLIOTT, H.: A Computational Technique for Inverse Kinematics. In: The 23rd IEEE Conference on Decision and Control. Las Vegas: IEEE, 1984, S. 1359-1363
- [238] YAMAGUCHI, G. ; MORAN, D. ; SI, J.: A Computationally Efficient Method for Solving the Redundant Problem in Biomechanics. In: Journal of Biomechanics 28 (1995) Nr. 8, S. 999-1005
- [239] YEADON, M. R.: The Simulation of Aerial Movement II. A Mathematical Inertia Model of the Human Body. In: Journal of Biomechanics 23 (1990) Nr. 1, S. 67-74
- [240] ZAJAC, F. E.: Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling and Application to Biomechanics and Motor Control. In: Critical Reviews in Biomedical Engineering 17 (1989) Nr. 4, S. 359-411
- [241] ZHANG, L. ; HELANDER, M. ; DRURY, C.: Identifying Factors of Comfort and Discomfort in Sitting. In: Human Factors 38 (1996) Nr. 3, S. 377-389

- [242] ZILLES, K. ; TILLMANN, B.: Anatomie. 1. Aufl. Heidelberg: Springer, 2010
- [243] ZÜHLKE, D.: Nutzergerechte Entwicklung von Mensch-Maschine-Systemen: Ueware-Engineering für technische Systeme. 2. Aufl. Berlin: Springer, 2012

Verzeichnis promotionsbezogener, eigener Publikationen

- [P₁] KRÜGER, D. ; STOCKINGER, A. ; WARTZACK, S.: A Haptic Based Hybrid Mock-up for Mechanical Products Supporting Human-Centered Design. In: CULLEY, S. ; HICKS, B. ; McALOONE, T. ; HOWARD, T. ; REICH, Y. (Hrsg.): Proceedings of the 18th International Conference on Engineering Design (ICED11). Bd. 10. Kopenhagen: Design Society, 2011, S. 331-340
- [P₂] KRÜGER, D. ; MIEHLING, J. ; WARTZACK, S.: A Simplified Approach towards Integrating Biomechanical Simulations into Engineering Environments. In: KYVSGAARD HANSEN, P. ; RASMUSSEN, J. ; JORGENSEN, K. ; TOLLESTRUP, C. (Hrsg.): Proceedings of NordDesign 2012, the 9th NordDesign Conference. Aalborg, 2012, S. 334-341
- [P₃] KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Ein Werkzeug zur schnellen Konfiguration biomechanischer Simulationen in der Produktentwicklung. In: STELZER, R. ; GROTE, K. ; BRÖKEL, K. ; RIEG, F. ; FELDHUSEN, J. (Hrsg.): Entwerfen Entwickeln Erleben. Methoden und Werkzeuge in der Produktentwicklung (10. Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik 2012). Dresden: TUDpress Verlag der Wissenschaften, 2012, S. 483-499
- [P₄] KRÜGER, D. ; MIEHLING, J. ; WARTZACK, S.: A Transdisciplinary Approach to Model User-Product Interaction: How the Collaboration between Human Sciences and Engineering Design Could Improve Product Development for Physically Impaired People. In: BLESSING, L. ; QURESHI, A. J. ; GERICKE, K. (Hrsg.): The Future of Transdisciplinary Design. 1. Aufl. Basel: Springer International Publishing, 2013, S. 138-148
- [P₅] MIEHLING, J. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Simulation in Human-Centered Design - Past, Present and Tomorrow. In: ABRAMOVICI, M. ; STARK, R. (Hrsg.): Smart Product Engineering - Proceedings of the 23rd CIRP Design Conference. Berlin: Springer, 2013, S. 643-652
- [P₆] KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Funktionsorientiertes Interaktionsmodell zur Simulation menschlicher Bewegungen während der Nutzer-Produkt Interaktion. In: KRAUSE, D. ; PAETZOLD, K. ; WARTZACK, S. (Hrsg.): Design for X - Beiträge zum 25. DfX-Symposium. Hamburg: TuTech, 2014, S. 121-132

- [P₇] KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Towards CAD Integrated Simulation of Use under Ergonomic Aspects. In: MARJANOVIC, D. ; STORGA, M. ; PAVKOVIC, N. ; BOJCETIC, N. (Hrsg.): Proceedings of the DESIGN 2014, the 13th International Design Conference. Dubrovnik: Design Society, 2014, S. 2095–2104
- [P₈] WARTZACK, S. ; KRÜGER, D. ; MIEHLING, J.: Virtual Assessment of Product Use Based on Biomechanical Human Models. In: SCHÜTZER, K. (Hrsg.): Anais Do 19. Seminário International de Alta Tecnologia. Piracicaba: UNIMEP, 2014, S. 31–56
- [P₉] KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Visualisation of Biomechanical Stress Quantities within CAD Environments. In: WEBER, C. ; HUSUNG, S. ; CASCINI, G. ; CANTAMESSA, M. ; MARJANOVIC, D. (Hrsg.): Proceedings of the 20th International Conference on Engineering Design (ICED15). Bd. 10. Mailand: Desing Society, 2015, S. 21–31
- [P₁₀] MIEHLING, J. ; KRÜGER, D. ; QUADRAT, E. ; JALALI, J. ; ERNE, H. C. ; CERNY, M. ; WARTZACK, S. ; KOVACS, L.: Modellierung bandgeführter Gelenke der Hand zur Anwendung bei klinischen und biomechanischen Fragestellungen. In: 6. caMe-Konferenz. Nürnberg, 2016
- [P₁₁] KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: A Contact Model to Simulate Human-Artifact Interaction Based on Force Optimization: Implementation and Application to the Analysis of a Training Machine. In: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 20 (2017) Nr. 15, S. 1589–1598

Verzeichnis promotionsbezogener, studentischer Arbeiten⁸⁶

- [S₁] LASSMANN, W. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Evaluierung biomechanischer Menschmodelle zur Anwendung in der Produktentwicklung. Bachelorarbeit. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2011
- [S₂] MIEHLING, J. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Entwicklung eines Systems zum markerlosen Tracking menschlicher Bewegungen und deren Übertragung auf ein biomechanisches Menschmodell. Diplomarbeit. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2012
- [S₃] OSCHMANN, R. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Entwicklung eines CAD-DHM-Konverters für Creo und OpenSim. Projektarbeit. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2013
- [S₄] EDERER, K. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Möglichkeiten und Anforderungen zur simulationstechnischen Kopplung von Nutzer- und Produktverhalten. Projektarbeit. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2014
- [S₅] BECKER, J. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Entwicklung einer CAD-Feature Bibliothek zur Beschreibung der Produkt-Nutzer Interaktion. Bachelorarbeit. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2016
- [S₆] BORGERS, M. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Entwicklung einer graphischen Benutzerschnittstelle zur Definition vektorieller Größen innerhalb einer CAD-Erweiterung. Projektarbeit. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2016
- [S₇] ROETHER, M. ; KRÜGER, D. ; WARTZACK, S.: Inverskinematische Vorhersage von Körperhaltungen zur Untersuchung des Haltungskomforts im PKW. Masterarbeit. Erlangen: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2016

* Der Autor an zweiter (und ggf. dritter) Stelle bezeichnet den bzw. die Betreuer der studentischen Arbeit und an letztgenannter Stelle den/die Lehrstuhlinhaber/in

Reihenübersicht

Koordination der Reihe (Stand 2019):

Geschäftsstelle Maschinenbau, Dr.-Ing. Oliver Kreis, www.mb.fau.de/diss/

Im Rahmen der Reihe sind bisher die nachfolgenden Bände erschienen.

Band 1 – 52

Fertigungstechnik – Erlangen

ISSN 1431-6226

Carl Hanser Verlag, München

Band 53 – 307

Fertigungstechnik – Erlangen

ISSN 1431-6226

Meisenbach Verlag, Bamberg

ab Band 308

FAU Studien aus dem Maschinenbau

ISSN 2625-9974

FAU University Press, Erlangen

Die Zugehörigkeit zu den jeweiligen Lehrstühlen ist wie folgt gekennzeichnet:

Lehrstühle:

FAPS	Lehrstuhl für Fertigungsautomatisierung und Produktionssystematik
KTmfk	Lehrstuhl für Konstruktionstechnik
LFT	Lehrstuhl für Fertigungstechnologie
LPT	Lehrstuhl für Photonische Technologien

Band 1: Andreas Hemberger
Innovationspotentiale in der
rechnerintegrierten Produktion durch
wissensbasierte Systeme
FAPS, 208 Seiten, 107 Bilder. 1988.
ISBN 3-446-15234-2.

Band 2: Detlef Classe
Beitrag zur Steigerung der Flexibilität
automatisierter Montagesysteme
durch Sensorintegration und erweiterte
Steuerungskonzepte
FAPS, 194 Seiten, 70 Bilder. 1988.
ISBN 3-446-15529-5.

Band 3: Friedrich-Wilhelm Nolting
Projektierung von Montagesystemen
FAPS, 201 Seiten, 107 Bilder, 1 Tab. 1989.
ISBN 3-446-15541-4.

Band 4: Karsten Schlüter
Nutzungsgradsteigerung von
Montagesystemen durch den Einsatz
der Simulationstechnik
FAPS, 177 Seiten, 97 Bilder. 1989.
ISBN 3-446-15542-2.

Band 5: Shir-Kuan Lin
Aufbau von Modellen zur Lageregelung
von Industrierobotern
FAPS, 168 Seiten, 46 Bilder. 1989.
ISBN 3-446-15546-5.

Band 6: Rudolf Nuss
Untersuchungen zur Bearbeitungsquali-
tät im Fertigungssystem Laserstrahl-
schneiden
LFT, 206 Seiten, 115 Bilder, 6 Tab. 1989.
ISBN 3-446-15783-2.

Band 7: Wolfgang Scholz
Modell zur datenbankgestützten Planung
automatisierter Montageanlagen
FAPS, 194 Seiten, 89 Bilder. 1989.
ISBN 3-446-15825-1.

Band 8: Hans-Jürgen Wißmeier
Beitrag zur Beurteilung des Bruchverhal-
tens von Hartmetall-Fließpreßmatrizen
LFT, 179 Seiten, 99 Bilder, 9 Tab. 1989.
ISBN 3-446-15921-5.

Band 9: Rainer Eisele
Konzeption und Wirtschaftlichkeit von
Planungssystemen in der Produktion
FAPS, 183 Seiten, 86 Bilder. 1990.
ISBN 3-446-16107-4.

Band 10: Rolf Pfeiffer
Technologisch orientierte
Montageplanung am Beispiel der
Schraubtechnik
FAPS, 216 Seiten, 102 Bilder, 16 Tab. 1990.
ISBN 3-446-16161-9.

Band 11: Herbert Fischer
Verteilte Planungssysteme zur
Flexibilitätssteigerung der
rechnerintegrierten Teilefertigung
FAPS, 201 Seiten, 82 Bilder. 1990.
ISBN 3-446-16105-8.

Band 12: Gerhard Kleineidam
CAD/CAP: Rechnergestützte Montage-
feinplanung
FAPS, 203 Seiten, 107 Bilder. 1990.
ISBN 3-446-16112-0.

Band 13: Frank Vollertsen
Pulvermetallurgische Verarbeitung eines
übereutektoiden verschleißfesten Stahls
LFT, XIII u. 217 Seiten, 67 Bilder, 34 Tab.
1990. ISBN 3-446-16133-3.

Band 14: Stephan Biermann
Untersuchungen zur Anlagen- und
Prozeßdiagnostik für das Schneiden
mit CO₂-Hochleistungslasern
LFT, VIII u. 170 Seiten, 93 Bilder, 4 Tab.
1991. ISBN 3-446-16269-0.

Band 15: Uwe Geißler
Material- und Datenfluß in einer flexiblen
Blechbearbeitungszelle
LFT, 124 Seiten, 41 Bilder, 7 Tab. 1991.
ISBN 3-446-16358-1.

Band 16: Frank Oswald Hake
Entwicklung eines rechnergestützten
Diagnosesystems für automatisierte
Montagezellen
FAPS, XIV u. 166 Seiten, 77 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-16428-6.

Band 17: Herbert Reichel
Optimierung der Werkzeugbereitstellung
durch rechnergestützte
Arbeitsfolgenbestimmung
FAPS, 198 Seiten, 73 Bilder, 2 Tab. 1991.
ISBN 3-446-16453-7.

Band 18: Josef Scheller
Modellierung und Einsatz von
Softwaresystemen für rechnergeführte
Montagezellen
FAPS, 198 Seiten, 65 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-16454-5.

Band 19: Arnold vom Ende
Untersuchungen zum Biegeumforme mit
elastischer Matrize
LFT, 166 Seiten, 55 Bilder, 13 Tab. 1991.
ISBN 3-446-16493-6.

Band 20: Joachim Schmid
Beitrag zum automatisierten Bearbeiten
von Keramikguß mit Industrierobotern
FAPS, XIV u. 176 Seiten, 111 Bilder, 6 Tab.
1991. ISBN 3-446-16560-6.

Band 21: Egon Sommer
Multiprozessorsteuerung für
kooperierende Industrieroboter in
Montagezellen
FAPS, 188 Seiten, 102 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-17062-6.

Band 22: Georg Geyer
Entwicklung problemspezifischer
Verfahrensketten in der Montage
FAPS, 192 Seiten, 112 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-16552-5.

Band 23: Rainer Flohr
Beitrag zur optimalen
Verbindungstechnik in der
Oberflächenmontage (SMT)
FAPS, 186 Seiten, 79 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-16568-1.

Band 24: Alfons Rief
Untersuchungen zur Verfahrensfolge
Laserstrahlschneiden und -schweißen
in der Rohkarosseriefertigung
LFT, VI u. 145 Seiten, 58 Bilder, 5 Tab.
1991. ISBN 3-446-16593-2.

Band 25: Christoph Thim
Rechnerunterstützte Optimierung
von Materialflußstrukturen in der
Elektronikmontage durch Simulation
FAPS, 188 Seiten, 74 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17118-5.

Band 26: Roland Müller
CO₂-Laserstrahlschneiden von
kurzglasverstärkten Verbundwerkstoffen
LFT, 141 Seiten, 107 Bilder, 4 Tab. 1992.
ISBN 3-446-17104-5.

Band 27: Günther Schäfer
Integrierte Informationsverarbeitung
bei der Montageplanung
FAPS, 195 Seiten, 76 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17117-7.

Band 28: Martin Hoffmann
Entwicklung einer
CAD/CAM-Prozesskette für die
Herstellung von Blechbiegeteilen
LFT, 149 Seiten, 89 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17154-1.

Band 29: Peter Hoffmann
Verfahrensfolge Laserstrahlschneiden
und -schweißen: Prozeßführung und
Systemtechnik in der 3D-Laserstrahlbear-
beitung von Blechformteilen
LFT, 186 Seiten, 92 Bilder, 10 Tab. 1992.
ISBN 3-446-17153-3.

Band 30: Olaf Schrödel
Flexible Werkstattsteuerung mit
objektorientierten Softwarestrukturen
FAPS, 180 Seiten, 84 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17242-4.

Band 31: Hubert Reinisch
Planungs- und Steuerungswerkzeuge
zur impliziten Geräteprogrammierung
in Roboterzellen
FAPS, XI u. 212 Seiten, 112 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17380-3.

Band 32: Brigitte Bärnreuther
Ein Beitrag zur Bewertung des Kommuni-
kationsverhaltens von Automatisierungs-
geräten in flexiblen Produktionszellen
FAPS, XI u. 179 Seiten, 71 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17451-6.

Band 33: Joachim Hutfless
Laserstrahlregelung und Optikdiagnostik
in der Strahlführung einer
CO₂-Hochleistungslaseranlage
LFT, 175 Seiten, 70 Bilder, 17 Tab. 1993.
ISBN 3-446-17532-6.

Band 34: Uwe Günzel
Entwicklung und Einsatz eines Simula-
tionsverfahrens für operative und
strategische Probleme der
Produktionsplanung und -steuerung
FAPS, XIV u. 170 Seiten, 66 Bilder, 5 Tab.
1993. ISBN 3-446-17604-7.

Band 35: Bertram Ehmman
Operatives Fertigungscontrolling durch
Optimierung auftragsbezogener Bearbei-
tungsabläufe in der Elektronikfertigung
FAPS, XV u. 167 Seiten, 114 Bilder. 1993.
ISBN 3-446-17658-6.

Band 36: Harald Kolléra
Entwicklung eines benutzerorientierten
Werkstattprogrammiersystems für das
Laserstrahlschneiden
LFT, 129 Seiten, 66 Bilder, 1 Tab. 1993.
ISBN 3-446-17719-1.

Band 37: Stephanie Abels
Modellierung und Optimierung von
Montageanlagen in einem integrierten
Simulationssystem
FAPS, 188 Seiten, 88 Bilder. 1993.
ISBN 3-446-17731-0.

Band 38: Robert Schmidt-Hebbel
Laserstrahlbohren durchflußbestimmen-
der Durchgangslöcher
LFT, 145 Seiten, 63 Bilder, 11 Tab. 1993.
ISBN 3-446-17778-7.

Band 39: Norbert Lutz
Oberflächenfeinbearbeitung
keramischer Werkstoffe mit
XeCl-Excimerlaserstrahlung
LFT, 187 Seiten, 98 Bilder, 29 Tab. 1994.
ISBN 3-446-17970-4.

Band 40: Konrad Grampp
Rechnerunterstützung bei Test und
Schulung an Steuerungssoftware von
SMD-Bestücklinien
FAPS, 178 Seiten, 88 Bilder. 1995.
ISBN 3-446-18173-3.

Band 41: Martin Koch
Wissensbasierte Unterstützung der
Angebotsbearbeitung in der
Investitionsgüterindustrie
FAPS, 169 Seiten, 68 Bilder. 1995.
ISBN 3-446-18174-1.

Band 42: Armin Gropp
Anlagen- und Prozeßdiagnostik beim
Schneiden mit einem gepulsten
Nd:YAG-Laser
LFT, 160 Seiten, 88 Bilder, 7 Tab. 1995.
ISBN 3-446-18241-1.

Band 43: Werner Heckel
Optische 3D-Konturerfassung und
on-line Biegewinkelmessung mit
dem Lichtschnittverfahren
LFT, 149 Seiten, 43 Bilder, 11 Tab. 1995.
ISBN 3-446-18243-8.

Band 44: Armin Rothhaupt
Modulares Planungssystem zur
Optimierung der Elektronikfertigung
FAPS, 180 Seiten, 101 Bilder. 1995.
ISBN 3-446-18307-8.

Band 45: Bernd Zöllner
Adaptive Diagnose in der
Elektronikproduktion
FAPS, 195 Seiten, 74 Bilder, 3 Tab. 1995.
ISBN 3-446-18308-6.

Band 46: Bodo Vormann
Beitrag zur automatisierten
Handhabungsplanung komplexer
Blechbiegeteile
LFT, 126 Seiten, 89 Bilder, 3 Tab. 1995.
ISBN 3-446-18345-0.

Band 47: Peter Schnepf
Zielkostenorientierte Montageplanung
FAPS, 144 Seiten, 75 Bilder. 1995.
ISBN 3-446-18397-3.

Band 48: Rainer Klotzbücher
Konzept zur rechnerintegrierten
Materialversorgung in flexiblen
Fertigungssystemen
FAPS, 156 Seiten, 62 Bilder. 1995.
ISBN 3-446-18412-0.

Band 49: Wolfgang Greska
Wissensbasierte Analyse und
Klassifizierung von Blechteilen
LFT, 144 Seiten, 96 Bilder. 1995.
ISBN 3-446-18462-7.

Band 50: Jörg Franke
Integrierte Entwicklung neuer
Produkt- und Produktionstechnologien
für räumliche spritzgegossene
Schaltungsträger (3-D MID)
FAPS, 196 Seiten, 86 Bilder, 4 Tab. 1995.
ISBN 3-446-18448-1.

Band 51: Franz-Josef Zeller
Sensorplanung und schnelle
Sensorregelung für Industrieroboter
FAPS, 190 Seiten, 102 Bilder, 9 Tab. 1995.
ISBN 3-446-18601-8.

Band 52: Michael Solvie
Zeitbehandlung und
Multimedia-Unterstützung in
Feldkommunikationssystemen
FAPS, 200 Seiten, 87 Bilder, 35 Tab. 1996.
ISBN 3-446-18607-7.

Band 53: Robert Hopperdietzel
Reengineering in der Elektro- und
Elektronikindustrie
FAPS, 180 Seiten, 109 Bilder, 1 Tab. 1996.
ISBN 3-87525-070-2.

Band 54: Thomas Rebhahn
Beitrag zur Mikromaterialbearbeitung
mit Excimerlasern - Systemkomponenten
und Verfahrensoptimierungen
LFT, 148 Seiten, 61 Bilder, 10 Tab. 1996.
ISBN 3-87525-075-3.

Band 55: Henning Hanebuth
Laserstrahlhartlöten mit
Zweistrahlschweißtechnik
LFT, 157 Seiten, 58 Bilder, 11 Tab. 1996.
ISBN 3-87525-074-5.

Band 56: Uwe Schönherr
Steuerung und Sensordatenintegration
für flexible Fertigungszellen mit
kooperierenden Robotern
FAPS, 188 Seiten, 116 Bilder, 3 Tab. 1996.
ISBN 3-87525-076-1.

Band 57: Stefan Holzer
Berührungslose Formgebung mit
Laserstrahlung
LFT, 162 Seiten, 69 Bilder, 11 Tab. 1996.
ISBN 3-87525-079-6.

Band 58: Markus Schultz
Fertigungsqualität beim
3D-Laserstrahlschweißen von
Blechformteilen
LFT, 165 Seiten, 88 Bilder, 9 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-080-X.

Band 59: Thomas Krebs
Integration elektromechanischer
CA-Anwendungen über einem
STEP-Produktmodell
FAPS, 198 Seiten, 58 Bilder, 8 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-081-8.

Band 60: Jürgen Sturm
Prozeßintegrierte Qualitätssicherung
in der Elektronikproduktion
FAPS, 167 Seiten, 112 Bilder, 5 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-082-6.

Band 61: Andreas Brand
Prozesse und Systeme zur Bestückung
räumlicher elektronischer Baugruppen
(3D-MID)
FAPS, 182 Seiten, 100 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-087-7.

Band 62: Michael Kauf
Regelung der Laserstrahlleistung und
der Fokusparameter einer
CO₂-Hochleistungslaseranlage
LFT, 140 Seiten, 70 Bilder, 5 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-083-4.

Band 63: Peter Steinwasser
Modulares Informationsmanagement
in der integrierten Produkt- und
Prozeßplanung
FAPS, 190 Seiten, 87 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-084-2.

Band 64: Georg Liedl
Integriertes Automatisierungskonzept
für den flexiblen Materialfluß in der
Elektronikproduktion
FAPS, 196 Seiten, 96 Bilder, 3 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-086-9.

Band 65: Andreas Otto
Transiente Prozesse beim
Laserstrahlschweißen
LFT, 132 Seiten, 62 Bilder, 1 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-089-3.

Band 66: Wolfgang Blöchl
Erweiterte Informationsbereitstellung
an offenen CNC-Steuerungen zur
Prozeß- und Programoptimierung
FAPS, 168 Seiten, 96 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-091-5.

Band 67: Klaus-Uwe Wolf
Verbesserte Prozeßführung und
Prozeßplanung zur Leistungs- und
Qualitätssteigerung beim
Spulenwickeln
FAPS, 186 Seiten, 125 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-092-3.

Band 68: Frank Backes
Technologieorientierte Bahnplanung
für die 3D-Laserstrahlbearbeitung
LFT, 138 Seiten, 71 Bilder, 2 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-093-1.

Band 69: Jürgen Kraus
Laserstrahlumformen von Profilen
LFT, 137 Seiten, 72 Bilder, 8 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-094-X.

Band 70: Norbert Neubauer
Adaptive Strahlführungen für
CO₂-Laseranlagen
LFT, 120 Seiten, 50 Bilder, 3 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-095-8.

Band 71: Michael Steber
Prozeßoptimierter Betrieb flexibler
Schraubstationen in der
automatisierten Montage
FAPS, 168 Seiten, 78 Bilder, 3 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-096-6.

Band 72: Markus Pfestorf
Funktionale 3D-Oberflächenkenngrößen
in der Umformtechnik
LFT, 162 Seiten, 84 Bilder, 15 Tab. 1997.
ISBN 3-87525-097-4.

Band 73: Volker Franke
Integrierte Planung und Konstruktion
von Werkzeugen für die Biegebearbeitung
LFT, 143 Seiten, 81 Bilder. 1998.
ISBN 3-87525-098-2.

Band 74: Herbert Scheller
Automatisierte Demontagesysteme
und recyclinggerechte Produktgestaltung
elektronischer Baugruppen
FAPS, 184 Seiten, 104 Bilder, 17 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-099-0.

Band 75: Arthur Meißner
Kaltmassivumformung metallischer
Kleinstteile - Werkstoffverhalten,
Wirkflächenreibung, Prozeßauslegung
LFT, 164 Seiten, 92 Bilder, 14 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-100-8.

Band 76: Mathias Glasmacher
Prozeß- und Systemtechnik zum
Laserstrahl-Mikroschweißen
LFT, 184 Seiten, 104 Bilder, 12 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-101-6.

Band 77: Michael Schwind
Zerstörungsfreie Ermittlung mechani-
scher Eigenschaften von Feinblechen mit
dem Wirbelstromverfahren
LFT, 124 Seiten, 68 Bilder, 8 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-102-4.

Band 78: Manfred Gerhard
Qualitätssteigerung in der
Elektronikproduktion durch
Optimierung der Prozeßführung
beim Löten komplexer Baugruppen
FAPS, 179 Seiten, 113 Bilder, 7 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-103-2.

Band 79: Elke Rauh
Methodische Einbindung der Simulation
in die betrieblichen Planungs- und
Entscheidungsabläufe
FAPS, 192 Seiten, 114 Bilder, 4 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-104-0.

Band 80: Sorin Niederkorn
Meßeinrichtung zur Untersuchung
der Wirkflächenreibung bei umformtech-
nischen Prozessen
LFT, 99 Seiten, 46 Bilder, 6 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-105-9.

Band 81: Stefan Schubert
Regelung der Fokuslage beim Schweißen
mit CO₂-Hochleistungslasern unter
Einsatz von adaptiven Optiken
LFT, 140 Seiten, 64 Bilder, 3 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-106-7.

Band 82: Armando Walter Colombo
Development and Implementation of
Hierarchical Control Structures of
Flexible Production Systems Using High
Level Petri Nets
FAPS, 216 Seiten, 86 Bilder. 1998.
ISBN 3-87525-109-1.

Band 83: Otto Meedt
Effizienzsteigerung bei Demontage
und Recycling durch flexible
Demontagetechologien und optimierte
Produktgestaltung
FAPS, 186 Seiten, 103 Bilder. 1998.
ISBN 3-87525-108-3.

Band 84: Knuth Götz
Modelle und effiziente Modellbildung
zur Qualitätssicherung in der
Elektronikproduktion
FAPS, 212 Seiten, 129 Bilder, 24 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-112-1.

Band 85: Ralf Luchs
Einsatzmöglichkeiten leitender Klebstoffe zur zuverlässigen Kontaktierung elektronischer Bauelemente in der SMT FAPS, 176 Seiten, 126 Bilder, 30 Tab. 1998.
ISBN 3-87525-113-7.

Band 86: Frank Pöhlau
Entscheidungsgrundlagen zur Einführung räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3-D MID) FAPS, 144 Seiten, 99 Bilder. 1999.
ISBN 3-87525-114-8.

Band 87: Roland T. A. Kals
Fundamentals on the miniaturization of sheet metal working processes LFT, 128 Seiten, 58 Bilder, 11 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-115-6.

Band 88: Gerhard Luhn
Implizites Wissen und technisches Handeln am Beispiel der Elektronikproduktion FAPS, 252 Seiten, 61 Bilder, 1 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-116-4.

Band 89: Axel Sprenger
Adaptives Streckbiegen von Aluminium-Strangpreßprofilen LFT, 114 Seiten, 63 Bilder, 4 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-117-2.

Band 90: Hans-Jörg Pucher
Untersuchungen zur Prozeßfolge Umformen, Bestücken und Laserstrahllöten von Mikrokontakten LFT, 158 Seiten, 69 Bilder, 9 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-119-9.

Band 91: Horst Arnet
Profilbiegen mit kinematischer Gestalterzeugung LFT, 128 Seiten, 67 Bilder, 7 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-120-2.

Band 92: Doris Schubart
Prozeßmodellierung und Technologieentwicklung beim Abtragen mit CO₂-Laserstrahlung LFT, 133 Seiten, 57 Bilder, 13 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-122-9.

Band 93: Adrianus L. P. Coremans
Laserstrahlsintern von Metallpulver - Prozeßmodellierung, Systemtechnik, Eigenschaften laserstrahlgesinterter Metallkörper LFT, 184 Seiten, 108 Bilder, 12 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-124-5.

Band 94: Hans-Martin Biehler
Optimierungskonzepte für Qualitätsdatenverarbeitung und Informationsbereitstellung in der Elektronikfertigung FAPS, 194 Seiten, 105 Bilder. 1999.
ISBN 3-87525-126-1.

Band 95: Wolfgang Becker
Oberflächenausbildung und tribologische Eigenschaften excimerlaserstrahlbearbeiteter Hochleistungskeramiken LFT, 175 Seiten, 71 Bilder, 3 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-127-X.

Band 96: Philipp Hein
Innenhochdruck-Umformen von Blechpaaren: Modellierung, Prozeßauslegung und Prozeßführung LFT, 129 Seiten, 57 Bilder, 7 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-128-8.

Band 97: Gunter Beitinger
Herstellungs- und Prüfverfahren für
thermoplastische Schaltungsträger
FAPS, 169 Seiten, 92 Bilder, 20 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-129-6.

Band 98: Jürgen Knoblach
Beitrag zur rechnerunterstützten
verursachungsgerechten
Angebotskalkulation von Blechteilen
mit Hilfe wissensbasierter Methoden
LFT, 155 Seiten, 53 Bilder, 26 Tab. 1999.
ISBN 3-87525-130-X.

Band 99: Frank Breitenbach
Bildverarbeitungssystem zur Erfassung
der Anschlußgeometrie elektronischer
SMT-Bauelemente
LFT, 147 Seiten, 92 Bilder, 12 Tab. 2000.
ISBN 3-87525-131-8.

Band 100: Bernd Falk
Simulationsbasierte
Lebensdauer vorhersage für Werkzeuge
der Kaltmassivumformung
LFT, 134 Seiten, 44 Bilder, 15 Tab. 2000.
ISBN 3-87525-136-9.

Band 101: Wolfgang Schlögl
Integriertes Simulationsdaten-Management für Maschinenentwicklung und Anlagenplanung
FAPS, 169 Seiten, 101 Bilder, 20 Tab. 2000.
ISBN 3-87525-137-7.

Band 102: Christian Hinsel
Ermüdungsbruchversagen
hartstoffbeschichteter Werkzeugstähle
in der Kaltmassivumformung
LFT, 130 Seiten, 80 Bilder, 14 Tab. 2000.
ISBN 3-87525-138-5.

Band 103: Stefan Bobbert
Simulationsgestützte Prozessauslegung
für das Innenhochdruck-Umformen
von Blechpaaren
LFT, 123 Seiten, 77 Bilder. 2000.
ISBN 3-87525-145-8.

Band 104: Harald Rottbauer
Modulares Planungswerkzeug zum
Produktionsmanagement in der
Elektronikproduktion
FAPS, 166 Seiten, 106 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-139-3.
Band 111: Jürgen Göhringer
Integrierte Telediagnose via Internet
zum effizienten Service von
Produktionssystemen
FAPS, 178 Seiten, 98 Bilder, 5 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-147-4.

Band 105: Thomas Hennige
Flexible Formgebung von Blechen
durch Laserstrahlumformen
LFT, 119 Seiten, 50 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-140-7.

Band 106: Thomas Menzel
Wissensbasierte Methoden für die
rechnergestützte Charakterisierung
und Bewertung innovativer
Fertigungsprozesse
LFT, 152 Seiten, 71 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-142-3.

Band 107: Thomas Stöckel
Kommunikationstechnische Integration
der Prozeßebene in Produktionssysteme
durch Middleware-Frameworks
FAPS, 147 Seiten, 65 Bilder, 5 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-143-1.

Band 108: Frank Pitter
Verfügbarkeitssteigerung von
Werkzeugmaschinen durch Einsatz
mechatronischer Sensorlösungen
FAPS, 158 Seiten, 131 Bilder, 8 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-144-X.

Band 109: Markus Korneli
Integration lokaler CAP-Systeme in
einen globalen Fertigungsdatenverbund
FAPS, 121 Seiten, 53 Bilder, 11 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-146-6.

Band 110: Burkhard Müller
Laserstrahljustieren mit Excimer-Lasern -
Prozeßparameter und Modelle zur
Aktorkonstruktion
LFT, 128 Seiten, 36 Bilder, 9 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-159-8.

Band 111: Jürgen Göhringer
Integrierte Telediagnose via Internet
zum effizienten Service von
Produktionssystemen
FAPS, 178 Seiten, 98 Bilder, 5 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-147-4.

Band 112: Robert Feuerstein
Qualitäts- und kosteneffiziente Integra-
tion neuer Bauelementetechnologien in
die Flachbaugruppenfertigung
FAPS, 161 Seiten, 99 Bilder, 10 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-151-2.

Band 113: Marcus Reichenberger
Eigenschaften und Einsatzmöglichkeiten
alternativer Elektroniklote in der
Oberflächenmontage (SMT)
FAPS, 165 Seiten, 97 Bilder, 18 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-152-0.

Band 114: Alexander Huber
Justieren vormontierter Systeme mit dem
Nd:YAG-Laser unter Einsatz von Aktoren
LFT, 122 Seiten, 58 Bilder, 5 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-153-9.

Band 115: Sami Krimi
Analyse und Optimierung von Montage-
systemen in der Elektronikproduktion
FAPS, 155 Seiten, 88 Bilder, 3 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-157-1.

Band 116: Marion Merklein
Laserstrahlumformen von
Aluminiumwerkstoffen - Beeinflussung
der Mikrostruktur und
der mechanischen Eigenschaften
LFT, 122 Seiten, 65 Bilder, 15 Tab. 2001.
ISBN 3-87525-156-3.

Band 117: Thomas Collisi
Ein informationslogistisches
Architekturkonzept zur Akquisition
simulationsrelevanter Daten
FAPS, 181 Seiten, 105 Bilder, 7 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-164-4.

Band 118: Markus Koch
Rationalisierung und ergonomische
Optimierung im Innenausbau durch
den Einsatz moderner
Automatisierungstechnik
FAPS, 176 Seiten, 98 Bilder, 9 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-165-2.

Band 119: Michael Schmidt
Prozeßregelung für das Laserstrahl-
Punktschweißen in der Elektronikpro-
duktion
LFT, 152 Seiten, 71 Bilder, 3 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-166-0.

Band 120: Nicolas Tiesler
Grundlegende Untersuchungen zum
Fließpressen metallischer Kleinstteile
LFT, 126 Seiten, 78 Bilder, 12 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-175-X.

Band 121: Lars Pursche
Methoden zur technologieorientierten
Programmierung für
die 3D-Lasermikrobearbeitung
LFT, 111 Seiten, 39 Bilder, 0 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-183-0.

Band 122: Jan-Oliver Brassel
Prozeßkontrolle beim
Laserstrahl-Mikroschweißen
LFT, 148 Seiten, 72 Bilder, 12 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-181-4.

Band 123: Mark Geisel
Prozeßkontrolle und -steuerung beim
Laserstrahlschweißen mit den Methoden
der nichtlinearen Dynamik
LFT, 135 Seiten, 46 Bilder, 2 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-180-6.

Band 124: Gerd Eßer
Laserstrahlunterstützte Erzeugung
metallischer Leiterstrukturen auf
Thermoplastsubstraten für die
MID-Technik
LFT, 148 Seiten, 60 Bilder, 6 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-171-7.

Band 125: Marc Fleckenstein
Qualität laserstrahl-gefügter
Mikroverbindungen elektronischer
Kontakte
LFT, 159 Seiten, 77 Bilder, 7 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-170-9.

Band 126: Stefan Kaufmann
Grundlegende Untersuchungen zum
Nd:YAG- Laserstrahlfügen von Silizium
für Komponenten der Optoelektronik
LFT, 159 Seiten, 100 Bilder, 6 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-172-5.

Band 127: Thomas Fröhlich
Simultanes Löten von Anschlußkontak-
ten elektronischer Bauelemente mit
Diodenlaserstrahlung
LFT, 143 Seiten, 75 Bilder, 6 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-186-5.

Band 128: Achim Hofmann
Erweiterung der Formgebungsgrenzen
beim Umformen von
Aluminiumwerkstoffen durch den Ein-
satz prozessangepasster Platinen
LFT, 113 Seiten, 58 Bilder, 4 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-182-2.

Band 129: Ingo Kriebitzsch
3 - D MID Technologie in der
Automobilelektronik
FAPS, 129 Seiten, 102 Bilder, 10 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-169-5.

Band 130: Thomas Pohl
Fertigungsqualität und Umformbarkeit
laserstrahlgeschweißter Formplatinen
aus Aluminiumlegierungen
LFT, 133 Seiten, 93 Bilder, 12 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-173-3.

Band 131: Matthias Wenk
Entwicklung eines konfigurierbaren
Steuerungssystems für die flexible
Sensorführung von Industrierobotern
FAPS, 167 Seiten, 85 Bilder, 1 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-174-1.

Band 132: Matthias Negendanck
Neue Sensorik und Aktorik für
Bearbeitungsköpfe zum
Laserstrahlschweißen
LFT, 116 Seiten, 60 Bilder, 14 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-184-9.

Band 133: Oliver Kreis
Integrierte Fertigung - Verfahrensin-
tegration durch Innenhochdruck-Umfor-
men, Trennen und Laserstrahlschweißen
in einem Werkzeug sowie ihre tele- und
multimediale Präsentation
LFT, 167 Seiten, 90 Bilder, 43 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-176-8.

Band 134: Stefan Trautner
Technische Umsetzung produktbezoge-
ner Instrumente der Umweltpolitik bei
Elektro- und Elektronikgeräten
FAPS, 179 Seiten, 92 Bilder, 11 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-177-6.

Band 135: Roland Meier
Strategien für einen produktorientierten
Einsatz räumlicher spritzgegossener
Schaltungsträger (3-D MID)
FAPS, 155 Seiten, 88 Bilder, 14 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-178-4.

Band 136: Jürgen Wunderlich
Kostensimulation - Simulationsbasierte
Wirtschaftlichkeitsregelung komplexer
Produktionssysteme
FAPS, 202 Seiten, 119 Bilder, 17 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-179-2.

Band 137: Stefan Novotny
Innenhochdruck-Umformen von Blechen
aus Aluminium- und Magnesiumlegie-
rungen bei erhöhter Temperatur
LFT, 132 Seiten, 82 Bilder, 6 Tab. 2002.
ISBN 3-87525-185-7.

Band 138: Andreas Licha
Flexible Montageautomatisierung zur
Komplettmontage flächenhafter Produkt-
strukturen durch kooperierende
Industrieroboter
FAPS, 158 Seiten, 87 Bilder, 8 Tab. 2003.
ISBN 3-87525-189-X.

Band 139: Michael Eisenbarth
Beitrag zur Optimierung der Aufbau- und
Verbindungstechnik für mechatronische
Baugruppen
FAPS, 207 Seiten, 141 Bilder, 9 Tab. 2003.
ISBN 3-87525-190-3.

Band 140: Frank Christoph
Durchgängige simulationsgestützte
Planung von Fertigungseinrichtungen der
Elektronikproduktion
FAPS, 187 Seiten, 107 Bilder, 9 Tab. 2003.
ISBN 3-87525-191-1.

Band 141: Hinnerk Hagenah
Simulationsbasierte Bestimmung der
zu erwartenden Maßhaltigkeit für das
Blechbiegen
LFT, 131 Seiten, 36 Bilder, 26 Tab. 2003.
ISBN 3-87525-192-X.

Band 142: Ralf Eckstein
Scherschneiden und Biegen metallischer
Kleinstteile - Materialeinfluss und
Materialverhalten
LFT, 148 Seiten, 71 Bilder, 19 Tab. 2003.
ISBN 3-87525-193-8.

Band 143: Frank H. Meyer-Pittroff
Excimerlaserstrahlbiegen dünner
metallischer Folien mit homogener
Lichtlinie
LFT, 138 Seiten, 60 Bilder, 16 Tab. 2003.
ISBN 3-87525-196-2.

Band 144: Andreas Kach
Rechnergestützte Anpassung von
Laserstrahlschneidbahnen
an Bauteilabweichungen
LFT, 139 Seiten, 69 Bilder, 11 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-197-0.

Band 145: Stefan Hierl
System- und Prozesstechnik für das
simultane Löten mit Diodenlaserstrah-
lung von elektronischen Bauelementen
LFT, 124 Seiten, 66 Bilder, 4 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-198-9.

Band 146: Thomas Neudecker
Tribologische Eigenschaften keramischer
Blechumformwerkzeuge- Einfluss einer
Oberflächenendbearbeitung mittels
Excimerlaserstrahlung
LFT, 166 Seiten, 75 Bilder, 26 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-200-4.

Band 147: Ulrich Wenger
Prozessoptimierung in der Wickeltechnik
durch innovative maschinenbauliche und
regelungstechnische Ansätze
FAPS, 132 Seiten, 88 Bilder, 0 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-203-9.

Band 148: Stefan Slama
Effizienzsteigerung in der Montage durch
marktorientierte Montagestrukturen und
erweiterte Mitarbeiterkompetenz
FAPS, 188 Seiten, 125 Bilder, 0 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-204-7.

Band 149: Thomas Wurm
Laserstrahljustieren mittels Aktoren-Ent-
wicklung von Konzepten und Methoden
für die rechnerunterstützte Modellierung
und Optimierung von komplexen
Aktorsystemen in der Mikrotechnik
LFT, 122 Seiten, 51 Bilder, 9 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-206-3.

Band 150: Martino Celeghini
Wirkmedienbasierte Blechumformung:
Grundlagenuntersuchungen zum Einfluss
von Werkstoff und Bauteilgeometrie
LFT, 146 Seiten, 77 Bilder, 6 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-207-1.

Band 151: Ralph Hohenstein
Entwurf hochdynamischer Sensor- und
Regelsysteme für die adaptive
Laserbearbeitung
LFT, 282 Seiten, 63 Bilder, 16 Tab. 2004.
ISBN 3-87525-210-1.

Band 152: Angelika Hutterer
Entwicklung prozessüberwachender
Regelkreise für flexible
Formgebungsprozesse
LFT, 149 Seiten, 57 Bilder, 2 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-212-8.

Band 153: Emil Egerer
Massivumformen metallischer Kleinst-
teile bei erhöhter Prozesstemperatur
LFT, 158 Seiten, 87 Bilder, 10 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-213-6.

Band 154: Rüdiger Holzmann
Strategien zur nachhaltigen Optimierung
von Qualität und Zuverlässigkeit in
der Fertigung hochintegrierter
Flachbaugruppen
FAPS, 186 Seiten, 99 Bilder, 19 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-217-9.

Band 155: Marco Nock
Biegeumformen mit
Elastomerwerkzeugen Modellierung,
Prozessauslegung und Abgrenzung des
Verfahrens am Beispiel des Rohrbiegens
LFT, 164 Seiten, 85 Bilder, 13 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-218-7.

Band 156: Frank Niebling
Qualifizierung einer Prozesskette zum
Laserstrahlsintern metallischer Bauteile
LFT, 148 Seiten, 89 Bilder, 3 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-219-5.

Band 157: Markus Meiler
Großserientauglichkeit trockenschmier-
stoffbeschichteter Aluminiumbleche im
Presswerk Grundlegende Untersuchun-
gen zur Tribologie, zum Umformverhal-
ten und Bauteilversuche
LFT, 104 Seiten, 57 Bilder, 21 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-221-7.

Band 158: Agus Sutanto
Solution Approaches for Planning of
Assembly Systems in Three-Dimensional
Virtual Environments
FAPS, 169 Seiten, 98 Bilder, 3 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-220-9.

Band 159: Matthias Boiger
Hochleistungssysteme für die Fertigung
elektronischer Baugruppen auf der Basis
flexibler Schaltungsträger
FAPS, 175 Seiten, 111 Bilder, 8 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-222-5.

Band 160: Matthias Pitz
Laserunterstütztes Biegen höchstfester
Mehrphasenstähle
LFT, 120 Seiten, 73 Bilder, 11 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-223-3.

Band 161: Meik Vahl
Beitrag zur gezielten Beeinflussung des
Werkstoffflusses beim Innenhochdruck-
Umformen von Blechen
LFT, 165 Seiten, 94 Bilder, 15 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-224-1.

Band 162: Peter K. Kraus
Plattformstrategien - Realisierung
einer varianz- und kostenoptimierten
Wertschöpfung
FAPS, 181 Seiten, 95 Bilder, 0 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-226-8.

Band 163: Adrienn Cser
Laserstrahlschmelzabtrag - Prozessana-
lyse und -modellierung
LFT, 146 Seiten, 79 Bilder, 3 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-227-6.

Band 164: Markus C. Hahn
Grundlegende Untersuchungen zur
Herstellung von Leichtbauverbundstruk-
turen mit Aluminiumschaumkern
LFT, 143 Seiten, 60 Bilder, 16 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-228-4.

Band 165: Gordana Michos
Mechatronische Ansätze zur Optimie-
rung von Vorschubachsen
FAPS, 146 Seiten, 87 Bilder, 17 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-230-6.

Band 166: Markus Stark
Auslegung und Fertigung hochpräziser
Faser-Kollimator-Arrays
LFT, 158 Seiten, 115 Bilder, 11 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-231-4.

Band 167: Yurong Zhou
Kollaboratives Engineering Management
in der integrierten virtuellen Entwicklung
der Anlagen für die Elektronikproduktion
FAPS, 156 Seiten, 84 Bilder, 6 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-232-2.

Band 168: Werner Enser
Neue Formen permanenter und lösbarer elektrischer Kontaktierungen für mechatronische Baugruppen
FAPS, 190 Seiten, 112 Bilder, 5 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-233-0.

Band 169: Katrin Melzer
Integrierte Produktpolitik bei elektrischen und elektronischen Geräten zur Optimierung des Product-Life-Cycle
FAPS, 155 Seiten, 91 Bilder, 17 Tab. 2005.
ISBN 3-87525-234-9.

Band 170: Alexander Putz
Grundlegende Untersuchungen zur Erfassung der realen Vorspannung von armierten Kaltfließpresswerkzeugen mittels Ultraschall
LFT, 137 Seiten, 71 Bilder, 15 Tab. 2006.
ISBN 3-87525-237-3.

Band 171: Martin Prechtl
Automatisiertes Schichtverfahren für metallische Folien - System- und Prozesstechnik
LFT, 154 Seiten, 45 Bilder, 7 Tab. 2006.
ISBN 3-87525-238-1.

Band 172: Markus Meidert
Beitrag zur deterministischen Lebensdauerabschätzung von Werkzeugen der Kaltmassivumformung
LFT, 131 Seiten, 78 Bilder, 9 Tab. 2006.
ISBN 3-87525-239-X.

Band 173: Bernd Müller
Robuste, automatisierte Montagesysteme durch adaptive Prozessführung und montageübergreifende Fehlerprävention am Beispiel flächiger Leichtbauteile
FAPS, 147 Seiten, 77 Bilder, 0 Tab. 2006.
ISBN 3-87525-240-3.

Band 174: Alexander Hofmann
Hybrides Laserdurchstrahlsschweißen von Kunststoffen
LFT, 136 Seiten, 72 Bilder, 4 Tab. 2006.
ISBN 978-3-87525-243-9.

Band 175: Peter Wölflick
Innovative Substrate und Prozesse mit feinsten Strukturen für bleifreie Mechatronik-Anwendungen
FAPS, 177 Seiten, 148 Bilder, 24 Tab. 2006.
ISBN 978-3-87525-246-0.

Band 176: Attila Komlodi
Detection and Prevention of Hot Cracks during Laser Welding of Aluminium Alloys Using Advanced Simulation Methods
LFT, 155 Seiten, 89 Bilder, 14 Tab. 2006.
ISBN 978-3-87525-248-4.

Band 177: Uwe Popp
Grundlegende Untersuchungen zum Laserstrahlstrukturieren von Kaltmassivumformwerkzeugen
LFT, 140 Seiten, 67 Bilder, 16 Tab. 2006.
ISBN 978-3-87525-249-1.

Band 178: Veit Rückel
Rechnergestützte Ablaufplanung und Bahngenerierung Für kooperierende Industrieroboter
FAPS, 148 Seiten, 75 Bilder, 7 Tab. 2006.
ISBN 978-3-87525-250-7.

Band 179: Manfred Dirscherl
Nicht-thermische Mikrojustiertechnik mittels ultrakurzer Laserpulse
LFT, 154 Seiten, 69 Bilder, 10 Tab. 2007.
ISBN 978-3-87525-251-4.

Band 180: Yong Zhuo
Entwurf eines rechnergestützten integrierten Systems für Konstruktion und Fertigungsplanung räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3D-MID)
FAPS, 181 Seiten, 95 Bilder, 5 Tab. 2007.
ISBN 978-3-87525-253-8.

Band 181: Stefan Lang
Durchgängige Mitarbeiterinformation zur Steigerung von Effizienz und Prozesssicherheit in der Produktion
FAPS, 172 Seiten, 93 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-257-6.

Band 182: Hans-Joachim Krauß
Laserstrahlinduzierte Pyrolyse präkeramischer Polymere
LFT, 171 Seiten, 100 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-258-3.

Band 183: Stefan Junker
Technologien und Systemlösungen für die flexibel automatisierte Bestückung permanent erregter Läufer mit oberflächenmontierten Dauermagneten
FAPS, 173 Seiten, 75 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-259-0.

Band 184: Rainer Kohlbauer
Wissensbasierte Methoden für die simulationsgestützte Auslegung wirkmedienbasierter Blechumformprozesse
LFT, 135 Seiten, 50 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-260-6.

Band 185: Klaus Lamprecht
Wirkmedienbasierte Umformung tiefgezogener Vorformen unter besonderer Berücksichtigung maßgeschneiderter Halbzeuge
LFT, 137 Seiten, 81 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-265-1.

Band 186: Bernd Zolleiß
Optimierte Prozesse und Systeme für die Bestückung mechatronischer Baugruppen
FAPS, 180 Seiten, 117 Bilder. 2007.
ISBN 978-3-87525-266-8.

Band 187: Michael Kerausch
Simulationsgestützte Prozessauslegung für das Umformen lokal wärmebehandelter Aluminiumplatten
LFT, 146 Seiten, 76 Bilder, 7 Tab. 2007.
ISBN 978-3-87525-267-5.

Band 188: Matthias Weber
Unterstützung der Wandlungsfähigkeit von Produktionsanlagen durch innovative Softwaresysteme
FAPS, 183 Seiten, 122 Bilder, 3 Tab. 2007.
ISBN 978-3-87525-269-9.

Band 189: Thomas Frick
Untersuchung der prozessbestimmenden Strahl-Stoff-Wechselwirkungen beim Laserstrahlschweißen von Kunststoffen
LFT, 104 Seiten, 62 Bilder, 8 Tab. 2007.
ISBN 978-3-87525-268-2.

Band 190: Joachim Hecht
Werkstoffcharakterisierung und
Prozessauslegung für die wirkmedienba-
sierte Doppelblech-Umformung von
Magnesiumlegierungen
LFT, 107 Seiten, 91 Bilder, 2 Tab. 2007.
ISBN 978-3-87525-270-5.

Band 191: Ralf Völkl
Stochastische Simulation zur Werkzeug-
lebensdaueroptimierung und Präzisions-
fertigung in der Kaltmassivumformung
LFT, 178 Seiten, 75 Bilder, 12 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-272-9.

Band 192: Massimo Tolazzi
Innenhochdruck-Umformen verstärkter
Blech-Rahmenstrukturen
LFT, 164 Seiten, 85 Bilder, 7 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-273-6.

Band 193: Cornelia Hoff
Untersuchung der Prozesseinflussgrößen
beim Presshärten des höchstfesten
Vergütungsstahls 22MnB5
LFT, 133 Seiten, 92 Bilder, 5 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-275-0.

Band 194: Christian Alvarez
Simulationsgestützte Methoden zur
effizienten Gestaltung von Lötprozessen
in der Elektronikproduktion
FAPS, 149 Seiten, 86 Bilder, 8 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-277-4.

Band 195: Andreas Kunze
Automatisierte Montage von makrome-
chatronischen Modulen zur flexiblen
Integration in hybride
Pkw-Bordnetzsysteme
FAPS, 160 Seiten, 90 Bilder, 14 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-278-1.

Band 196: Wolfgang Hußnätter
Grundlegende Untersuchungen zur
experimentellen Ermittlung und zur
Modellierung von Fließortkurven bei
erhöhten Temperaturen
LFT, 152 Seiten, 73 Bilder, 21 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-279-8.

Band 197: Thomas Bigl
Entwicklung, angepasste Herstellungs-
verfahren und erweiterte Qualitätssiche-
rung von einsetzgerechten elektroni-
schen Baugruppen
FAPS, 175 Seiten, 107 Bilder, 14 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-280-4.

Band 198: Stephan Roth
Grundlegende Untersuchungen zum
Excimerlaserstrahl-Abtragen unter
Flüssigkeitsfilmen
LFT, 113 Seiten, 47 Bilder, 14 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-281-1.

Band 199: Artur Giera
Prozesstechnische Untersuchungen
zum Rührreibschweißen metallischer
Werkstoffe
LFT, 179 Seiten, 104 Bilder, 36 Tab. 2008.
ISBN 978-3-87525-282-8.

Band 200: Jürgen Lechler
Beschreibung und Modellierung
des Werkstoffverhaltens von
presshärtbaren Bor-Manganstählen
LFT, 154 Seiten, 75 Bilder, 12 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-286-6.

Band 201: Andreas Blankl
Untersuchungen zur Erhöhung der
Prozessrobustheit bei der Innenhoch-
druck-Umformung von flächigen Halb-
zeugen mit vor- bzw. nachgeschalteten
Laserstrahlfügeoperationen
LFT, 120 Seiten, 68 Bilder, 9 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-287-3.

Band 202: Andreas Schaller
Modellierung eines nachfrageorientierten
Produktionskonzeptes für mobile
Telekommunikationsgeräte
FAPS, 120 Seiten, 79 Bilder, 0 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-289-7.

Band 203: Claudius Schimpf
Optimierung von Zuverlässigkeitsunter-
suchungen, Prüfabläufen und Nachar-
beitsprozessen in der Elektronikproduk-
tion
FAPS, 162 Seiten, 90 Bilder, 14 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-290-3.

Band 204: Simon Dietrich
Sensoriken zur Schwerpunktlagebestim-
mung der optischen Prozessemissionen
beim Laserstrahl-tiefschweißen
LFT, 138 Seiten, 70 Bilder, 5 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-292-7.

Band 205: Wolfgang Wolf
Entwicklung eines agentenbasierten
Steuerungssystems zur
Materialflussorganisation im
wandelbaren Produktionsumfeld
FAPS, 167 Seiten, 98 Bilder. 2009.
ISBN 978-3-87525-293-4.

Band 206: Steffen Polster
Laserdurchstrahl-schweißen
transparenter Polymerbauteile
LFT, 160 Seiten, 92 Bilder, 13 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-294-1.

Band 207: Stephan Manuel Dörfler
Rührreibschweißen von walzplattiertem
Halbzeug und Aluminiumblech zur
Herstellung flächiger Aluminiumschaum-
Sandwich-Verbundstrukturen
LFT, 190 Seiten, 98 Bilder, 5 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-295-8.

Band 208: Uwe Vogt
Seriennahe Auslegung von Aluminium
Tailored Heat Treated Blanks
LFT, 151 Seiten, 68 Bilder, 26 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-296-5.

Band 209: Till Laumann
Qualitative und quantitative Bewertung
der Crashtauglichkeit von höchstfesten
Stählen
LFT, 117 Seiten, 69 Bilder, 7 Tab. 2009.
ISBN 978-3-87525-299-6.

Band 210: Alexander Diehl
Größeneffekte bei Biegeprozessen-
Entwicklung einer Methodik zur
Identifikation und Quantifizierung
LFT, 180 Seiten, 92 Bilder, 12 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-302-3.

Band 211: Detlev Staud
Effiziente Prozesskettenauslegung für das
Umformen lokal wärmebehandelter und
geschweißter Aluminiumbleche
LFT, 164 Seiten, 72 Bilder, 12 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-303-0.

Band 212: Jens Ackermann
Prozesssicherung beim Laserdurchstrahl-
schweißen thermoplastischer Kunststoffe
LPT, 129 Seiten, 74 Bilder, 13 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-305-4.

Band 213: Stephan Weidel
Grundlegende Untersuchungen zum
Kontaktzustand zwischen Werkstück
und Werkzeug bei umformtechnischen
Prozessen unter tribologischen
Gesichtspunkten
LFT, 144 Seiten, 67 Bilder, 11 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-307-8.

Band 214: Stefan Geißdörfer
Entwicklung eines mesoskopischen Modells zur Abbildung von Größeneffekten in der Kaltmassivumformung mit Methoden der FE-Simulation
LFT, 133 Seiten, 83 Bilder, 11 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-308-5.

Band 215: Christian Matzner
Konzeption produktspezifischer Lösungen zur Robustheitssteigerung elektronischer Systeme gegen die Einwirkung von Betauung im Automobil
FAPS, 165 Seiten, 93 Bilder, 14 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-309-2.

Band 216: Florian Schüßler
Verbindungs- und Systemtechnik für thermisch hochbeanspruchte und miniaturisierte elektronische Baugruppen
FAPS, 184 Seiten, 93 Bilder, 18 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-310-8.

Band 217: Massimo Cojutti
Strategien zur Erweiterung der Prozessgrenzen bei der Innhochdruck-Umformung von Rohren und Blechpaaren
LFT, 125 Seiten, 56 Bilder, 9 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-312-2.

Band 218: Raoul Plettke
Mehrkriterielle Optimierung komplexer Aktorsysteme für das Laserstrahljustieren
LFT, 152 Seiten, 25 Bilder, 3 Tab. 2010.
ISBN 978-3-87525-315-3.

Band 219: Andreas Dobroschke
Flexible Automatisierungslösungen für die Fertigung wickeltechnischer Produkte
FAPS, 184 Seiten, 109 Bilder, 18 Tab. 2011.
ISBN 978-3-87525-317-7.

Band 220: Azhar Zam
Optical Tissue Differentiation for Sensor-Controlled Tissue-Specific Laser Surgery
LPT, 99 Seiten, 45 Bilder, 8 Tab. 2011.
ISBN 978-3-87525-318-4.

Band 221: Michael Rösch
Potenziale und Strategien zur Optimierung des Schablonendruckprozesses in der Elektronikproduktion
FAPS, 192 Seiten, 127 Bilder, 19 Tab. 2011.
ISBN 978-3-87525-319-1.

Band 222: Thomas Rechtenwald
Quasi-isothermes Laserstrahlsintern von Hochtemperatur-Thermoplasten - Eine Betrachtung werkstoff-prozessspezifischer Aspekte am Beispiel PEEK
LPT, 150 Seiten, 62 Bilder, 8 Tab. 2011.
ISBN 978-3-87525-320-7.

Band 223: Daniel Craiovan
Prozesse und Systemlösungen für die SMT-Montage optischer Bauelemente auf Substrate mit integrierten Lichtwellenleitern
FAPS, 165 Seiten, 85 Bilder, 8 Tab. 2011.
ISBN 978-3-87525-324-5.

Band 224: Kay Wagner
Beanspruchungsangepasste
Kaltmassivumformwerkzeuge durch
lokal optimierte Werkzeugoberflächen
LFT, 147 Seiten, 103 Bilder, 17 Tab. 2011.
ISBN 978-3-87525-325-2.

Band 225: Martin Brandhuber
Verbesserung der Prognosegüte des Ver-
sagens von Punktschweißverbindungen
bei höchstfesten Stahlgüten
LFT, 155 Seiten, 91 Bilder, 19 Tab. 2011.
ISBN 978-3-87525-327-6.

Band 226: Peter Sebastian Feuser
Ein Ansatz zur Herstellung von
pressgehärteten Karosseriekomponenten
mit maßgeschneiderten mechanischen
Eigenschaften: Temperierte Umform-
werkzeuge. Prozessfenster, Prozesssimu-
lation und funktionale Untersuchung
LFT, 195 Seiten, 97 Bilder, 60 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-328-3.

Band 227: Murat Arbak
Material Adapted Design of Cold Forging
Tools Exemplified by Powder
Metallurgical Tool Steels and Ceramics
LFT, 109 Seiten, 56 Bilder, 8 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-330-6.

Band 228: Indra Pitz
Beschleunigte Simulation des
Laserstrahlumformens von
Aluminiumblechen
LPT, 137 Seiten, 45 Bilder, 27 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-333-7.

Band 229: Alexander Grimm
Prozessanalyse und -überwachung des
Laserstrahlhartlötens mittels optischer
Sensorik
LPT, 125 Seiten, 61 Bilder, 5 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-334-4.

Band 230: Markus Kupper
Biegen von höhenfesten Stahlblechwerk-
stoffen - Umformverhalten und Grenzen
der Biegebarkeit
LFT, 160 Seiten, 57 Bilder, 10 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-339-9.

Band 231: Thomas Kroiß
Modellbasierte Prozessauslegung für
die Kaltmassivumformung unter
Brücksichtigung der Werkzeug- und
Pressenauffederung
LFT, 169 Seiten, 50 Bilder, 19 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-341-2.

Band 232: Christian Goth
Analyse und Optimierung der Entwick-
lung und Zuverlässigkeit räumlicher
Schaltungsträger (3D-MID)
FAPS, 176 Seiten, 102 Bilder, 22 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-340-5.

Band 233: Christian Ziegler
Ganzheitliche Automatisierung
mechatronischer Systeme in der Medizin
am Beispiel Strahlentherapie
FAPS, 170 Seiten, 71 Bilder, 19 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-342-9.

Band 234: Florian Albert
Automatisiertes Laserstrahllöten
und -reparaturlöten elektronischer
Baugruppen
LPT, 127 Seiten, 78 Bilder, 11 Tab. 2012.
ISBN 978-3-87525-344-3.

Band 235: Thomas Stöhr
Analyse und Beschreibung des
mechanischen Werkstoffverhaltens
von presshärtbaren Bor-Manganstählen
LFT, 118 Seiten, 74 Bilder, 18 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-346-7.

Band 236: Christian Kägeler
Prozessdynamik beim
Laserstrahlschweißen verzinkter
Stahlbleche im Überlappstoß
LPT, 145 Seiten, 80 Bilder, 3 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-347-4.

Band 237: Andreas Sulzberger
Seriennahe Auslegung der Prozesskette
zur wärmeunterstützten Umformung
von Aluminiumblechwerkstoffen
LFT, 153 Seiten, 87 Bilder, 17 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-349-8.

Band 238: Simon Opel
Herstellung prozessangepasster
Halbzeuge mit variabler Blechdicke
durch die Anwendung von Verfahren
der Blechmassivumformung
LFT, 165 Seiten, 108 Bilder, 27 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-350-4.

Band 239: Rajesh Kanawade
In-vivo Monitoring of Epithelium
Vessel and Capillary Density for the
Application of Detection of Clinical
Shock and Early Signs of Cancer Develop-
ment
LPT, 124 Seiten, 58 Bilder, 15 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-351-1.

Band 240: Stephan Busse
Entwicklung und Qualifizierung eines
Schneidclinchverfahrens
LFT, 119 Seiten, 86 Bilder, 20 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-352-8.

Band 241: Karl-Heinz Leitz
Mikro- und Nanostrukturierung mit kurz
und ultrakurz gepulster Laserstrahlung
LPT, 154 Seiten, 71 Bilder, 9 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-355-9.

Band 242: Markus Michl
Webbasierte Ansätze zur ganzheitlichen
technischen Diagnose
FAPS, 182 Seiten, 62 Bilder, 20 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-356-6.

Band 243: Vera Sturm
Einfluss von Chargenschwankungen
auf die Verarbeitungsgrenzen von
Stahlwerkstoffen
LFT, 113 Seiten, 58 Bilder, 9 Tab. 2013.
ISBN 978-3-87525-357-3.

Band 244: Christian Neudel
Mikrostrukturelle und mechanisch-technologische Eigenschaften widerstandspunktgeschweißter Aluminium-Stahl-Verbindungen für den Fahrzeugbau
LFT, 178 Seiten, 171 Bilder, 31 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-358-0.

Band 245: Anja Neumann
Konzept zur Beherrschung der Prozessschwankungen im Presswerk
LFT, 162 Seiten, 68 Bilder, 15 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-360-3.

Band 246: Ulf-Hermann Quentin
Laserbasierte Nanostrukturierung mit optisch positionierten Mikrolinsen
LPT, 137 Seiten, 89 Bilder, 6 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-361-0.

Band 247: Erik Lamprecht
Der Einfluss der Fertigungsverfahren auf die Wirbelstromverluste von Stator-Einzelzahnblechpaketen für den Einsatz in Hybrid- und Elektrofahrzeugen
FAPS, 148 Seiten, 138 Bilder, 4 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-362-7.

Band 248: Sebastian Rösel
Wirkmedienbasierte Umformung von Blechhalbzeugen unter Anwendung magnetorheologischer Flüssigkeiten als kombiniertes Wirk- und Dichtmedium
LFT, 148 Seiten, 61 Bilder, 12 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-363-4.

Band 249: Paul Hippchen
Simulative Prognose der Geometrie indirekt pressgehärteter Karosseriebauteile für die industrielle Anwendung
LFT, 163 Seiten, 89 Bilder, 12 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-364-1.

Band 250: Martin Zubeil
Versagensprognose bei der Prozesssimulation von Biegeumform- und Falzverfahren
LFT, 171 Seiten, 90 Bilder, 5 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-365-8.

Band 251: Alexander Kühl
Flexible Automatisierung der Statorenmontage mit Hilfe einer universellen ambidexteren Kinematik
FAPS, 142 Seiten, 60 Bilder, 26 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-367-2.

Band 252: Thomas Albrecht
Optimierte Fertigungstechnologien für Rotoren getriebeintegrierter PM-Synchronmotoren von Hybridfahrzeugen
FAPS, 198 Seiten, 130 Bilder, 38 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-368-9.

Band 253: Florian Risch
Planning and Production Concepts for Contactless Power Transfer Systems for Electric Vehicles
FAPS, 185 Seiten, 125 Bilder, 13 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-369-6.

Band 254: Markus Weigl
Laserstrahlschweißen von Mischverbindungen aus austenitischen und ferritischen korrosionsbeständigen Stahlwerkstoffen
LPT, 184 Seiten, 110 Bilder, 6 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-370-2.

Band 255: Johannes Noneder
Beanspruchungserfassung für die Validierung von FE-Modellen zur Auslegung von Massivumformwerkzeugen
LFT, 161 Seiten, 65 Bilder, 14 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-371-9.

Band 256: Andreas Reinhardt
Ressourceneffiziente Prozess- und Produktionstechnologie für flexible Schaltungsträger
FAPS, 123 Seiten, 69 Bilder, 19 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-373-3.

Band 257: Tobias Schmuck
Ein Beitrag zur effizienten Gestaltung globaler Produktions- und Logistiknetzwerke mittels Simulation
FAPS, 151 Seiten, 74 Bilder. 2014.
ISBN 978-3-87525-374-0.

Band 258: Bernd Eichenhüller
Untersuchungen der Effekte und Wechselwirkungen charakteristischer Einflussgrößen auf das Umformverhalten bei Mikroumformprozessen
LFT, 127 Seiten, 29 Bilder, 9 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-375-7.

Band 259: Felix Lütteke
Vielseitiges autonomes Transportsystem basierend auf Weltmodellerstellung mittels Datenfusion von Deckenkameras und Fahrzeugsensoren
FAPS, 152 Seiten, 54 Bilder, 20 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-376-4.

Band 260: Martin Grüner
Hochdruck-Blechumformung mit formlos festen Stoffen als Wirkmedium
LFT, 144 Seiten, 66 Bilder, 29 Tab. 2014.
ISBN 978-3-87525-379-5.

Band 261: Christian Brock
Analyse und Regelung des Laserstrahl-tiefschweißprozesses durch Detektion der Metaldampffackelposition
LPT, 126 Seiten, 65 Bilder, 3 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-380-1.

Band 262: Peter Vatter
Sensitivitätsanalyse des 3-Rollen-Schubbiegens auf Basis der Finite Elemente Methode
LFT, 145 Seiten, 57 Bilder, 26 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-381-8.

Band 263: Florian Klämpfl
Planung von Laserbestrahlungen durch simulationsbasierte Optimierung
LPT, 169 Seiten, 78 Bilder, 32 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-384-9.

Band 264: Matthias Domke
Transiente physikalische Mechanismen
bei der Laserablation von dünnen
Metallschichten
LPT, 133 Seiten, 43 Bilder, 3 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-385-6.

Band 265: Johannes Götz
Community-basierte Optimierung des
Anlagenengineerings
FAPS, 177 Seiten, 80 Bilder, 30 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-386-3.

Band 266: Hung Nguyen
Qualifizierung des Potentials von
Verfestigungseffekten zur Erweiterung
des Umformvermögens aushärtbarer
Aluminiumlegierungen
LFT, 137 Seiten, 57 Bilder, 16 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-387-0.

Band 267: Andreas Kuppert
Erweiterung und Verbesserung von Ver-
suchs- und Auswertetechniken für die
Bestimmung von Grenzformänderungs-
kurven
LFT, 138 Seiten, 82 Bilder, 2 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-388-7.

Band 268: Kathleen Klaus
Erstellung eines Werkstofforientierten
Fertigungsprozessfensters zur Steigerung
des Formgebungsvermögens von Alumi-
niumlegierungen unter Anwendung einer
zwischeneschalteten Wärmebehandlung
LFT, 154 Seiten, 70 Bilder, 8 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-391-7.

Band 269: Thomas Svec
Untersuchungen zur Herstellung von
funktionsoptimierten Bauteilen im
partiellen Presshärtprozess mittels lokal
unterschiedlich temperierter Werkzeuge
LFT, 166 Seiten, 87 Bilder, 15 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-392-4.

Band 270: Tobias Schrader
Grundlegende Untersuchungen zur
Verschleißcharakterisierung beschichte-
ter Kaltmassivumformwerkzeuge
LFT, 164 Seiten, 55 Bilder, 11 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-393-1.

Band 271: Matthäus Brela
Untersuchung von Magnetfeld-Messme-
thoden zur ganzheitlichen Wertschöp-
fungsoptimierung und Fehlerdetektion
an magnetischen Aktoren
FAPS, 170 Seiten, 97 Bilder, 4 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-394-8.

Band 272: Michael Wieland
Entwicklung einer Methode zur Prognose
adhäsiven Verschleißes an Werkzeugen
für das direkte Presshärten
LFT, 156 Seiten, 84 Bilder, 9 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-395-5.

Band 273: René Schramm
Strukturierte additive Metallisierung
durch kaltaktives
Atmosphärendruckplasma
FAPS, 136 Seiten, 62 Bilder, 15 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-396-2.

Band 274: Michael Lechner
Herstellung beanspruchungsangepasster
Aluminiumblechhalbzeuge durch
eine maßgeschneiderte Variation der
Abkühlgeschwindigkeit nach
Lösungsglühen
LFT, 136 Seiten, 62 Bilder, 15 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-397-9.

Band 275: Kolja Andreas
Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit
auf das Werkzeugeinsatzverhalten beim
Kaltfließpressen
LFT, 169 Seiten, 76 Bilder, 4 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-398-6.

Band 276: Marcus Baum
Laser Consolidation of ITO Nanoparticles
for the Generation of Thin Conductive
Layers on Transparent Substrates
LPT, 158 Seiten, 75 Bilder, 3 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-399-3.

Band 277: Thomas Schneider
Umformtechnische Herstellung
dünnwandiger Funktionsbauteile
aus Feinblech durch Verfahren der
Blechmassivumformung
LFT, 188 Seiten, 95 Bilder, 7 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-401-3.

Band 278: Jochen Merhof
Sematische Modellierung automatisierter
Produktionssysteme zur Verbesserung
der IT-Integration zwischen Anlagen-
Engineering und Steuerungsebene
FAPS, 157 Seiten, 88 Bilder, 8 Tab. 2015.
ISBN 978-3-87525-402-0.

Band 279: Fabian Zöller
Erarbeitung von Grundlagen zur
Abbildung des tribologischen Systems
in der Umformsimulation
LFT, 126 Seiten, 51 Bilder, 3 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-403-7.

Band 280: Christian Hezler
Einsatz technologischer Versuche zur
Erweiterung der Versagensvorhersage
bei Karosseriebauteilen aus höchstfesten
Stählen
LFT, 147 Seiten, 63 Bilder, 44 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-404-4.

Band 281: Jochen Bönig
Integration des Systemverhaltens von
Automobil-Hochvoltleitungen in die
virtuelle Absicherung durch
strukturmechanische Simulation
FAPS, 177 Seiten, 107 Bilder, 17 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-405-1.

Band 282: Johannes Kohl
Automatisierte Datenerfassung für disk-
ret ereignisorientierte Simulationen in
der energieflexiblen Fabrik
FAPS, 160 Seiten, 80 Bilder, 27 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-406-8.

Band 283: Peter Bechtold
Mikroschockwellenumformung mittels
ultrakurzer Laserpulse
LPT, 155 Seiten, 59 Bilder, 10 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-407-5.

Band 284: Stefan Berger
Laserstrahlschweißen thermoplastischer
Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe mit
spezifischem Zusatzdraht
LFT, 118 Seiten, 68 Bilder, 9 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-408-2.

Band 285: Martin Bornschlegl
Methods-Energy Measurement - Eine
Methode zur Energieplanung für
Fügeverfahren im Karosseriebau
FAPS, 136 Seiten, 72 Bilder, 46 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-409-9.

Band 286: Tobias Rackow
Erweiterung des Unternehmenscontrol-
lings um die Dimension Energie
FAPS, 164 Seiten, 82 Bilder, 29 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-410-5.

Band 287: Johannes Koch
Grundlegende Untersuchungen zur
Herstellung zyklisch-symmetrischer
Bauteile mit Nebenformelementen durch
Blechmassivumformung
LFT, 125 Seiten, 49 Bilder, 17 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-411-2.

Band 288: Hans Ulrich Vierzigmann
Beitrag zur Untersuchung der
tribologischen Bedingungen in der
Blechmassivumformung - Bereitstellung
von tribologischen Modellversuchen und
Realisierung von Tailored Surfaces
LFT, 174 Seiten, 102 Bilder, 34 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-412-9.

Band 289: Thomas Senner
Methodik zur virtuellen Absicherung
der formgebenden Operation des
Nasspressprozesses von
Gelege-Mehrschichtverbunden
LFT, 156 Seiten, 96 Bilder, 21 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-414-3.

Band 290: Sven Kreitlein
Der grundoperationsspezifische
Mindestenergiebedarf als Referenzwert
zur Bewertung der Energieeffizienz in
der Produktion
FAPS, 185 Seiten, 64 Bilder, 30 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-415-0.

Band 291: Christian Roos
Remote-Laserstrahlschweißen verzinkter
Stahlbleche in Kehlnahtgeometrie
LFT, 123 Seiten, 52 Bilder, 0 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-416-7.

Band 292: Alexander Kahrmanidis
Thermisch unterstützte Umformung von
Aluminiumblechen
LFT, 165 Seiten, 103 Bilder, 18 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-417-4.

Band 293: Jan Tremel
Flexible Systems for Permanent
Magnet Assembly and Magnetic Rotor
Measurement / Flexible Systeme zur
Montage von Permanentmagneten und
zur Messung magnetischer Rotoren
FAPS, 152 Seiten, 91 Bilder, 12 Tab. 2016.
ISBN 978-3-87525-419-8.

Band 294: Ioannis Tsoupis
Schädigungs- und Versagensverhalten
hochfester Leichtbauwerkstoffe unter
Biegebeanspruchung
LFT, 176 Seiten, 51 Bilder, 6 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-420-4.

Band 295: Sven Hildering
Grundlegende Untersuchungen zum
Prozessverhalten von Silizium als
Werkzeugwerkstoff für das
Mikroscherschneiden metallischer Folien
LFT, 177 Seiten, 74 Bilder, 17 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-422-8.

Band 296: Sasia Mareike Hertweck
Zeitliche Pulsformung in der
Lasermikromaterialbearbeitung –
Grundlegende Untersuchungen und
Anwendungen
LPT, 146 Seiten, 67 Bilder, 5 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-423-5.

Band 297: Paryanto
Mechatronic Simulation Approach for
the Process Planning of Energy-Efficient
Handling Systems
FAPS, 162 Seiten, 86 Bilder, 13 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-424-2.

Band 298: Peer Stenzel
Großserientaugliche Nadelwickeltechnik
für verteilte Wicklungen im
Anwendungsfall der E-Traktionsantriebe
FAPS, 239 Seiten, 147 Bilder, 20 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-425-9.

Band 299: Mario Lušić
Ein Vorgehensmodell zur Erstellung
montageführender Werkerinformations-
systeme simultan zum
Produktentstehungsprozess
FAPS, 174 Seiten, 79 Bilder, 22 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-426-6.

Band 300: Arnd Buschhaus
Hochpräzise adaptive Steuerung und
Regelung robotergeführter Prozesse
FAPS, 202 Seiten, 96 Bilder, 4 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-427-3.

Band 301: Tobias Laumer
Erzeugung von thermoplastischen
Werkstoffverbunden mittels simultanem,
intensitätsselektivem
Laserstrahlschmelzen
LPT, 140 Seiten, 82 Bilder, 0 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-428-0.

Band 302: Nora Unger
Untersuchung einer thermisch unter-
stützten Fertigungskette zur Herstellung
umgeformter Bauteile aus der höherfes-
ten Aluminiumlegierung EN AW-7020
LFT, 142 Seiten, 53 Bilder, 8 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-429-7.

Band 303: Tommaso Stellin
Design of Manufacturing Processes for
the Cold Bulk Forming of Small Metal
Components from Metal Strip
LFT, 146 Seiten, 67 Bilder, 7 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-430-3.

Band 304: Bassim Bachy
Experimental Investigation, Modeling,
Simulation and Optimization of Molded
Interconnect Devices (MID) Based on
Laser Direct Structuring (LDS) / Experi-
mentelle Untersuchung, Modellierung,
Simulation und Optimierung von Molded
Interconnect Devices (MID) basierend
auf Laser Direktstrukturierung (LDS)
FAPS, 168 Seiten, 120 Bilder, 26 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-431-0.

Band 305: Michael Spahr
Automatisierte Kontaktierungsverfahren
für flachleiterbasierte
Pkw-Bordnetzsysteme
FAPS, 197 Seiten, 98 Bilder, 17 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-432-7.

Band 306: Sebastian Suttner
Charakterisierung und Modellierung
des spannungszustandsabhängigen
Werkstoffverhaltens der Magnesium-
legierung AZ31B für die numerische
Prozessauslegung
LFT, 150 Seiten, 84 Bilder, 19 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-433-4.

Band 307: Bhargav Potdar
A reliable methodology to deduce
thermo-mechanical flow behaviour of
hot stamping steels
LFT, 203 Seiten, 98 Bilder, 27 Tab. 2017.
ISBN 978-3-87525-436-5.

Band 308: Maria Löffler
Steuerung von Blechmassivumformpro-
zessen durch maßgeschneiderte
tribologische Systeme
LFT, viii u. 166 Seiten, 90 Bilder, 5 Tab.
2018. ISBN 978-3-96147-133-1.

Band 309: Martin Müller
Untersuchung des kombinierten Trenn-
und Umformprozesses beim Fügen art-
ungleicher Werkstoffe mittels
Schneidlinchverfahren
LFT, xi u. 149 Seiten, 89 Bilder, 6 Tab.
2018. ISBN: 978-3-96147-135-5.

Band 310: Christopher Kästle
Qualifizierung der Kupfer-Drahtbond-
technologie für integrierte Leistungs-
module in harschen Umgebungs-
bedingungen
FAPS, xii u. 167 Seiten, 70 Bilder, 18 Tab.
2018. ISBN 978-3-96147-145-4.

Band 311: Daniel Vipavc
Eine Simulationsmethode für das
3-Rollen-Schubbiegen
LFT, xiii u. 121 Seiten, 56 Bilder, 17 Tab.
2018. ISBN 978-3-96147-147-8.

Band 312: Christina Ramer
Arbeitsraumüberwachung und autonome
Bahnplanung für ein sicheres und
flexibles Roboter-Assistenzsystem
in der Fertigung
FAPS, xiv u. 188 Seiten, 57 Bilder, 9 Tab.
2018. ISBN 978-3-96147-153-9.

Band 313: Miriam Rauer
Der Einfluss von Poren auf die
Zuverlässigkeit der Lötverbindungen
von Hochleistungs-Leuchtdioden
FAPS, xii u. 209 Seiten, 108 Bilder, 21 Tab.
2018. ISBN 978-3-96147-157-7.

Band 314: Felix Tenner
Kamerabasierte Untersuchungen der Schmelze und Gasströmungen beim Laserstrahlschweißen verzinkter Stahlbleche
LPT, xxiii u. 184 Seiten, 94 Bilder, 7 Tab.
2018. ISBN 978-3-96147-160-7.

Band 315: Aarief Syed-Khaja
Diffusion Soldering for High-temperature Packaging of Power Electronics
FAPS, x u. 202 Seiten, 144 Bilder, 32 Tab.
2018. ISBN 978-3-87525-162-1.

Band 316: Adam Schaub
Grundlagenwissenschaftliche Untersuchung der kombinierten Prozesskette aus Umformen und Additive Fertigung
LFT, xi u. 192 Seiten, 72 Bilder, 27 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-166-9.

Band 317: Daniel Gröbel
Herstellung von Nebenformelementen unterschiedlicher Geometrie an Blechen mittels Fließpressverfahren der Blechmassivumformung
LFT, x u. 165 Seiten, 96 Bilder, 13 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-168-3.

Band 318: Philipp Hildenbrand
Entwicklung einer Methodik zur Herstellung von Tailored Blanks mit definierten Halbzeugeigenschaften durch einen Taumelprozess
LFT, ix u. 153 Seiten, 77 Bilder, 4 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-174-4.

Band 319: Tobias Konrad
Simulative Auslegung der Spann- und Fixierkonzepte im Karosserierohbau: Bewertung der Baugruppenmaßhaltigkeit unter Berücksichtigung schwankender Einflussgrößen
LFT, x u. 203 Seiten, 134 Bilder, 32 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-176-8.

Band 320: David Meinel
Architektur applikationsspezifischer Multi-Physics-Simulationskonfiguratoren am Beispiel modularer Triebzüge
FAPS, xii u. 166 Seiten, 82 Bilder, 25 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-184-3.

Band 321: Andrea Zimmermann
Grundlegende Untersuchungen zum Einfluss fertigungsbedingter Eigenschaften auf die Ermüdungsfestigkeit kaltmassivumgeformter Bauteile
LFT, ix u. 160 Seiten, 66 Bilder, 5 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-190-4.

Band 322: Christoph Amann
Simulative Prognose der Geometrie nassgepresster Karosseriebauteile aus Gelege-Mehrschichtverbunden
LFT, xvi u. 169 Seiten, 80 Bilder, 13 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-194-2.

Band 323: Jennifer Tenner
Realisierung schmierstofffreier Tiefziehprozesse durch maßgeschneiderte Werkzeugoberflächen
LFT, x u. 187 Seiten, 68 Bilder, 13 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-196-6.

Band 324: Susan Zöller
Mapping Individual Subjective Values to Product Design
KTmfk, xi u. 223 Seiten, 81 Bilder, 25 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-202-4.

Band 325: Stefan Lutz
Erarbeitung einer Methodik zur
semiempirischen Ermittlung der
Umwandlungskinetik durchhärtender
Wälzlagerstähle für die Wärme-
behandlungssimulation
LFT, xiv u. 189 Seiten, 75 Bilder, 32 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-209-3.

Band 326: Tobias Gnihl
Modellbasierte Prozesskettenabbildung
rührreibgeschweißter Aluminium-
halbzeuge zur umformtechnischen
Herstellung höchstfester Leichtbau-
strukturteile
LFT, xii u. 167 Seiten, 68 Bilder, 17 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-217-8.

Band 327: Johannes Bürner
Technisch-wirtschaftliche Optionen zur
Lastflexibilisierung durch intelligente
elektrische Wärmespeicher
FAPS, xiv u. 233 Seiten, 89 Bilder, 27 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-219-2.

Band 328: Wolfgang Böhm
Verbesserung des Umformverhaltens von
mehrlagigen Aluminiumblechwerk-
stoffen mit ultrafeinkörnigem Gefüge
LFT, ix u. 160 Seiten, 88 Bilder, 14 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-227-7.

Band 329: Stefan Landkammer
Grundsatzuntersuchungen, mathemati-
sche Modellierung und Ableitung einer
Auslegungsmethodik für Gelenkantriebe
nach dem Spinnenbeinprinzip
LFT, xii u. 200 Seiten, 83 Bilder, 13 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-229-1.

Band 330: Stephan Rapp
Pump-Probe-Ellipsometrie zur Messung
transienter optischer Materialeigen-
schaften bei der Ultrakurzpuls-Laser-
materialbearbeitung
LPT, xi u. 143 Seiten, 49 Bilder, 2 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-235-2.

Band 331: Michael Scholz
Intralogistics Execution System mit
integrierten autonomen, servicebasierten
Transportentitäten
FAPS, xi u. 195 Seiten, 55 Bilder, 11 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-237-6.

Band 332: Eva Bogner
Strategien der Produktindividualisierung
in der produzierenden Industrie im Kon-
text der Digitalisierung
FAPS, ix u. 201 Seiten, 55 Bilder, 28 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-246-8.

Band 333: Daniel Benjamin Krüger
Ein Ansatz zur CAD-integrierten
muskuloskeletalen Analyse der Mensch-
Maschine-Interaktion
KTmfk, x u. 217 Seiten, 102 Bilder, 7 Tab.
2019. ISBN 978-3-96147-250-5.

Abstract

Due to ever-shorter product life cycles there is a strong need to validate ergonomic product properties at an early stage of the product development process.

A promising approach are simulations with multibody models of the human musculoskeletal system (musculoskeletal human models), which facilitate the computation of barely measurable biomechanical strains within the musculoskeletal system that arise due to external stress situations.

However, since this technology originates from basic research in motion sciences it has not yet been satisfactorily integrated into the computer-aided process chain of product development.

The particular aim of the present dissertation is to establish data consistency between the CAD system as a central synthesis tool for product development and musculoskeletal multibody simulation systems, thus facilitating the use of musculoskeletal human models for the virtual evaluation of ergonomic product properties. In addition to a bidirectional coupling scheme of CAD and MKS data structures three novel types of CAD features are being developed that support the augmentation of product models with information on human-machine interaction.

This semantically extended product model is the foundation of a simulation technique based on mathematical optimization for predicting physically consistent human postures and related biomechanical strain measures. These building blocks collectively yield an integrated software tool that enables the product developer to quantitatively analyze human-machine interactions in the immediate context of the geometric product concept.

Aufgrund stetig verkürzter Produktlebenszyklen besteht der Bedarf, ergonomische Produkteigenschaften möglichst frühzeitig im Produktentwicklungsprozess abzusichern. Ein vielversprechender Ansatz hierzu sind Simulationen mit Mehrkörpermodellen des menschlichen Bewegungsapparates (muskuloskelettale Menschmodelle), welche die Berechnung von experimentell kaum messbaren biomechanischen Beanspruchungen ermöglichen, die sich als Folge einer äußeren Belastungssituation im Bewegungsapparat einstellen. Allerdings ist die Integration dieser aus der bewegungsmedizinischen Grundlagenforschung stammenden Technologie in die rechnerunterstützte Prozesskette der Produktentwicklung bislang nicht befriedigend gelöst. Die vorliegende Dissertation soll dazu beitragen, insbesondere die Datendurchgängigkeit zwischen dem CAD-System als zentralem Synthesewerkzeug der Produktentwicklung und muskuloskelettalen Mehrkörpersimulationssystemen herzustellen und somit den Einsatz muskuloskelettaler Menschmodelle zur virtuellen Absicherung ergonomischer Produkteigenschaften zu erleichtern.

Neben einem Schema zur informationstechnischen Kopplung der CAD- und MKS-Datenstrukturen werden hierzu drei neue Klassen von CAD-Features entwickelt, welche die Anreicherung von Produktmodellen mit Informationen zur Mensch-Maschine-Interaktion ermöglichen. Dieses semantisch erweiterte Produktmodell bildet die Grundlage für ein auf mathematischer Optimierung basierendes prädiktives Simulationsverfahren zur Vorhersage physikalisch konsistenter Körperhaltungen und den damit verbundenen biomechanischen Beanspruchungsgrößen. In Summe führen diese Komponenten auf die Entwicklung eines integrierten Softwarewerkzeugs, das dem Produktentwickler die quantitative Analyse von Mensch-Maschine-Interaktionen im unmittelbaren Kontext des geometrischen Produktentwurfs ermöglicht.

ISBN 978-3-96147-250-5

